

TITLE OF THE INVENTION

光プローブ装置

This application claims benefit of Japanese Application Nos. 2002-279905 filed on September 25, 2002, 2002-290410 filed on October 2, 2002 and 2003-317380 filed on September 9, 2003, the contents of which are incorporated by this reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

Field of the invention

本発明は光プローブにより体腔内の光走査画像を得る光プローブ装置に関する。

Description of Related Art

近年、光走査プローブを用いて生体組織を拡大観察する光プローブ装置の従来例として、例えば特開2000-126115号公報がある。

この従来例では、深さ方向にも光を走査し、深さ方向の画像も得られるようにしている。

SUMMARY OF THE INVENTION

本発明の光プローブ装置は、体腔内に挿入される光プローブと、
被検体に光を照射するための光を発生する光源と
光プローブの先端部に設けられた高倍率観察装置と、
を有する。

この光プローブ装置は、さらに前記高倍率観察装置より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化装置と、

画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出装置と、
前記画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出装置と、

画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化装置と、
最適化した画像を表示する画像表示装置と
デジタルの画像を保存するデジタル画像保存装置とを有する。

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

図 1 ないし図 1 2 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の光走査プローブ装置の全体構成図、

図 2 は図 1 の光走査プローブの先端側の構成を示す図、

図 3 は図 1 の P C 内及び画像パラメータ抽出手段の構成を示すブロック図、

図 4 は光走査プローブが挿通さあれる内視鏡を示す図、

図 5 は共焦点光走査プローブの先端側の構造を示す断面図、

図 6 は図 5 の光学ユニット部分の構造を示す概略図、

図 7 A 及び図 7 B はコントラスト変換手段に入力される時系列の輝度データと、コントラスト変換の式と共に変換された輝度データをそれぞれ示す図、

図 7 C は図 7 B とは異なるコントラスト変換の式と共に、変換された輝度データを示す図、

図 8 は得られる時系列画像の例を示す図、

図 9 A 及び図 9 B は、図 8 の時系列画像からマルチ画像表示手段に実際に表示される画像の抽出及び表示等の動作説明図、

図 1 0 はマルチ画像表示手段の領域 R 2 ないし R 4 に画像を表示する動作を示すフローチャート、

図 1 1 A 及び図 1 1 B は、デジタル画像保存手段に保存される 1 フレームの画像データ及び画像パラメータのファイル構造と、複数フレームの場合のファイル構造をそれぞれ示す図、

図 1 2 は変形例におけるマルチ画像表示手段の領域 R 2 ないし R 4 に画像を表示する動作を示すフローチャート、

図 1 3 は本発明の第 2 の実施の形態におけるコントラスト変換手段周辺部の構成を示すブロック図、

図 1 4 A ないし図 1 7 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 1 4 A 及び図 1 4 B は、第 3 の実施の形態におけるコントラスト変換する場合の変換前と変換後における画像のヒストグラムをそれぞれ示す図、

図 1 5 は図 1 4 A から図 1 4 B のヒストグラムにヒストグラム変換を行う動作のフローチャート、

図 1 6 は第 1 変形例による動作を示すフローチャート、

図 17 は第 2 変形例による動作を示すフローチャート、

図 18 ないし図 20 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 18 は第 4 の実施の形態における集光レンズにより深さ方向に走査し、その場合に取得される画像を概略的に示す図、

図 19 は図 18 の場合に深さ方向に走査して得られる時系列画像例を示す図、

図 20 はデジタル画像保存手段に保存される画像データ及び画像パラメータの内容を示す図、

図 21 ないし図 23 は本発明の第 5 の実施の形態に係り、図 21 は第 5 の実施の形態における水平方向にぶれがあった場合に取得される画像を概略的に示す図、

図 22 は図 21 の場合における 4 枚の画像例を示す図、

図 23 は図 22 の 4 枚の画像を貼り合わせる処理して生成した画像を示す図、

図 24 及び図 25 は本発明の第 6 の実施の形態に係り、図 24 は第 6 の実施の形態における光走査手段の構成を示す図、

図 25 A から図 25 D は、図 24 の場合に得られる画像からマスク処理等して歪みの少ない画像を表示する動作の説明図、

図 26 は本発明の第 7 の実施の形態における高倍率の観察手段の構成を示す図、

図 27 ないし図 49 は本発明の第 8 の実施の形態に係り、図 27 は第 8 の実施の形態の光走査型観察装置の全体構成図、

図 28 はモニタの表示例を示す図、

図 29 は表示基準として領域基準とした場合の領域決定方法の説明図、

図 30 は表示／保存方法の設定から表示／保存処理までの全体の処理内容を示すフローチャート、

図 31 は表示保存モードの設定の処理内容を示すフローチャート、

図 32 は選択基準の設定の処理内容を示すフローチャート、

図 33 は領域の設定処理の処理内容を示すフローチャート、

図 34 はタイミングの設定の処理内容を示すフローチャート、

図 35 は同時保存データの設定処理の処理内容を示すフローチャート、

図 36 A 及び図 36 B は各種のパラメータの設定により特定画像の表示や保存が選択設定できるパターンを表形式で示す図、

図 37 は表示保存モードが特定画像表示保存、選択基準が輝度（輝度値は 150）、大きさが無効（OFF）、タイミングがスキャン、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存デー

タが通常内視鏡像及びスケールの場合の表示／保存処理の処理内容を示すフローチャート

、
図 38 は選択基準が輝度の場合の信号処理回路の構成を示すブロック図、

図 39 はタイミングがスキャンの場合の表示&保存開始／停止のタイミングチャートを示すタイミングチャート、

図 40 は図 37 のパラメータの設定において、大きさのパラメータを ON にした場合の処理内容を示すフローチャート、

図 41 は表示保存モードが特定画像表示全画像保存、選択基準が領域、タイミングがフリーズ（静止画像表示）、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データがテキストの場合の処理内容を示すフローチャート、

図 42 は図 41 の動作の場合のタイミングチャート、

図 43 は表示保存モードが全画像表示特定画像保存、選択基準がフレーム、指定フレーム数が 1-50 フレーム、タイミングがフリーズ前後（タイミング位置は-10）、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データがカーソルの場合の処理内容を示すフローチャート

、
図 44 は図 43 の場合のフリーズ前後の場合の表示&保存開始のタイミングチャート、

図 45 はフリーズ前後の場合の保存対象となるデータを示す説明図、

図 46 は表示保存モードが特定画像表示保存、選択基準が時間、指定時間が 1000 msec、タイミングがレーザ、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データが通常内視鏡像の場合の処理内容を示すフローチャート、

図 47 は図 46 の場合の表示&保存開始／停止のタイミングチャート、

図 48 は表示保存モードが全画像表示保存、タイミングがブレ補正、ブレ補正が有効（ON）、同時保存データがスケールの場合の処理内容を示すフローチャート、

図 49 は図 48 の場合における表示&保存開始／停止のタイミングチャート、

図 50 及び図 51 は本発明の第 9 の実施の形態に係り、図 50 は第 9 の実施の形態 2 の光プローブ装置の構成図、

図 51 は図 50 光プローブの使用例を示す図である。

DETAILED DESCRIPTION OF PREFERRED EMBODIMENTS

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図12を参照して本発明の第1の実施の形態を説明する。

図1に示す第1の実施の形態の光走査プローブ装置（より広義には光プローブ装置、光イメージング装置ともいう）1では、低コヒーレンス光源2から出射した近赤外の低コヒーレンス光は、第1の光ファイバ3に導光され、4つの入出力を有する光カプラ4によって第3の光ファイバ5と第4の光ファイバ6に分岐される。

第3の光ファイバ5には、エイミングビームレーザ7から出射された可視レーザ光が光カプラ8により合波される。第3の光ファイバ5は、光コネクタ9により第5の光ファイバ10に接続され、光走査プローブ11Aに低コヒーレンス光を伝送する。

光走査プローブ11Aの先端部56の構成は、図2に示される。第5の光ファイバ10の端部から出射された低コヒーレンス光は、集光する集光レンズ（対物レンズ）12によって観察光（観察ビーム）13として観察対象14内部の観察点15に集光される。第5の光ファイバ10の端部と集光レンズ12からなる対物ユニット16は、光走査手段17を有し、観察光13および観察点15を2次元方向に動かしながら、被検体である観察対象14を走査する。

また、対物ユニット16は、焦点移動手段としての深さ方向走査手段18に接続され、観察点15を観察対象の深さ方向に走査することができる。光走査手段17および深さ方向走査手段18は、図1の走査駆動手段19により駆動される。すなわち、焦点移動手段は、集光レンズ12と光走査手段17を一体として光軸方向に移動する。

光走査プローブ11Aは、細い柔軟な管状であるので、直接または径内視鏡的に、さらには経脈管的に体腔内に容易に挿入可能である。また、観察光学系を有する内視鏡そのものとして構成することも可能である。

第4の光ファイバ6は、周波数シフタ21に接続され、周波数シフタ21の出力は、第6の光ファイバ22に導光される。周波数シフタ21としては、音響光学素子（AOM）や、電気光学素子（EO）、piezo素子にファイバループを設けたもの等の位相変調手段を用いることができる。

第6の光ファイバ22端部から出射した光は、コリメータレンズ23を介して可動ミラー24に導光される。可動ミラー24は、ミラー駆動手段25によって出射光の光軸方向に移動することができる。第6の光ファイバ22の端部、コリメータレンズ23、可動ミラー24及びミラー駆動手段25により、光路長調節手段26が構成されている。

光カプラ 4 の残りの端子である第 2 の光ファイバ 2 7 は、光ディテクタ 2 8 に接続されている。第 1 の光ファイバ 3、第 2 の光ファイバ 2 7、第 3 の光ファイバ 5、第 4 の光ファイバ 6、第 5 の光ファイバ 1 0 及び第 6 の光ファイバ 2 2 としては、好ましくはシングルモードファイバまたは、コヒーレンス性を十分に維持することの可能な低次マルチモードファイバ、偏波保持ファイバなどを用いることができる。

低コヒーレンス光源 2 から出射した近赤外の低コヒーレンス光は、第 1 の光ファイバ 3 に導光され、光カプラ 4 より第 3 の光ファイバ 5 と第 4 の光ファイバ 6 に分岐される。第 3 の光ファイバ 5 に導光された光は、光コネクタ 9、第 5 の光ファイバ 1 0 を介して光走査プローブ 1 1 A に導光され、観察対象 1 4 に観察光 1 3 として出射される。

観察光 1 3 および観察点 1 5 による走査は、光走査手段 1 7 及び深さ方向走査手段 1 8 によって観察対象 1 4 に対して行われる。観察点 1 5 における観察対象 1 4 からの反射光あるいは散乱光は、集光レンズ 1 2 を介して第 5 の光ファイバ 1 0 に戻り、経路を逆に辿るように第 3 の光ファイバ 5 に戻る。この光の経路を物体側 2 9 とする。

同様に、第 4 の光ファイバ 6 に分岐した低コヒーレンス光は、周波数シフタ 2 1 で周波数遷移が行われ、第 6 の光ファイバ 2 2 を介してコリメータレンズ 2 3 に出射される、コリメータレンズ 2 3 に入射した光は、略平行光に変換され、可動ミラー 2 4 へ導かれる。可動ミラー 2 4 で反射した光は、再びコリメータレンズ 2 3 によって第 6 の光ファイバ 2 2 に導かれ、第 4 の光ファイバ 6 に戻る。この光の経路を参照側 3 0 とする。

物体側 2 9 と参照側 3 0 の 2 つの光は、光カプラ 4 により混合される。光物体側 2 9 の光路長と参照側 3 0 の光路長が低コヒーレンス光源 2 のコヒーレンス長の範囲で一致した場合には、第 2 の光ファイバ 2 7 を通った、周波数シフタ 2 1 の周波数遷移量の等倍または 2 倍の周波数の変動を有する干渉光が、光ディテクタ 2 8 によって検出される。

ここで、参照側 3 0 の光路長を物体側の観察点 1 5 までの光路長に一致するように、光路長調節手段 2 6 のミラー駆動手段 2 5 により可動ミラー 2 4 の光軸方向の位置を予め調整しておくことによって、観察点 1 5 からの情報が干渉光として常に得られることになる。

この検出された干渉光は、光ディテクタ 2 8 により電気信号に変換される。その電気信号は、アナログ信号処理回路 3 1 へ入力される。図 3 に示すようにアナログ信号処理回路 3 1 は、アンプ 3 2 と、フィルタ 3 3 と、対数アンプ 3 4 とから構成され、アンプ 3 2 で増幅、フィルタ 3 3 で所定周波数成分が抽出され、対数アンプ 3 4 で対数圧縮するように

増幅した後、A/Dコンバータ35に入力され、A/D変換される。

この場合、走査駆動手段19により観察光13の観察点15を略垂直および深さ方向に2次元に動かす走査が行われ、その走査の制御信号と同期して、A/Dコンバータ35は入力される信号をA/D変換する。そして、その信号は、パーソナルコンピュータ（以下、PCと略す）36に取り込まれる。

図3に示すようにこのPC36に入力されるA/Dコンバータ35による例えば8ビットの信号データは、走査駆動手段19からのタイミング信号に同期してフレームメモリ37に格納される。この場合のタイミング信号は、一方に走査する場合の同期信号となるLINE SYNCと、フレームに同期するFRAME SYNCに同期して信号データが格納される。

このフレームメモリ37に格納された信号データは、読み出されて対数/リニア変換回路、つまり対数アンプ34の逆の変換処理を行う逆変換回路38に入力され、リニアな特性に変換されて例えば10ビットの信号データにされる。この信号データは、さらにコントラスト変換手段39によりコントラストが変換された後、このPC36からモニタ及び画像記録手段で構成されるマルチ画像表示手段40に出力され、マルチ画像が表示される。

また、アナログ信号処理回路31の出力信号は、画像パラメータ抽出手段41にも入力される。この場合、図3に示すように、前記出力信号は、ノイズ除去手段42を介してノイズが除去される。このノイズが除去された信号は、最大値検出回路43、最小値検出回路44、平均値検出回路45、そしてエッジ抽出を行う微分回路46にそれぞれ入力され、輝度に対する最大値、最小値、平均値、そしてエッジの画像パラメータがそれぞれ抽出される。この場合、入力される信号は、1フレーム分の画像分ずつ積分（累積加算）されて1フレーム分の各画像に対して最大値等が抽出（検出）される。なお、ノイズ除去手段はノイズを除去するフィルタ回路等で構成される。

最大値検出回路43、最小値検出回路44、平均値検出回路45の各出力信号はそれぞれA/Dコンバータ47、48、49によりデジタル量の最大値MAX ϕ 、最小値MIN ϕ 、平均値AVE ϕ に変換された後、これらの画像パラメータはデジタル画像保存手段51に入力される。

また、画像パラメータ抽出手段41により抽出された最大値MAX ϕ 、最小値MIN ϕ 、平均値AVE ϕ 、しきい値THR ϕ における表示する画像を最適化する場合に必要な画

像パラメータとして算出された特定の画像パラメータは、画像最適化を行うコントラスト変換手段 39 に出力され、コントラスト変換に利用される。

具体的には、例えば最大値 MAX ϕ 、最小値 MIN ϕ の画像パラメータは、PC 36 内の画像最適化手段としてのコントラスト変換手段 39 にも入力され、図 7 で後述するように表示される画像を最適化するコントラスト変換に使用される。なお、コントラスト変換手段 39 における複数の具体例中においては、平均値 AVE ϕ の画像パラメータも使用する。

また、エッジ抽出を行う微分回路 46 の出力信号は、しきい値回路 50 により、しきい値以上か否かの判別された信号 THR ϕ に変換された後、デジタル画像保存手段 51 に入力されると共に、マルチ画像表示手段 40 に入力される。

また、上記光走査プローブ 11 A は、図 4 に示すように内視鏡 52 に挿通して使用される。

図 4 に示すように光走査プローブ 11 A は、細長で可撓性を有するシース 53 で覆われており、内視鏡 52 のチャンネル内に挿入可能である。内視鏡 52 は、細長の挿入部 54 と、この挿入部 54 の後端に設けられた操作部 55 とを有し、操作部 55 の前端付近には挿入部 54 に設けられたチャンネルに連通する処置具挿入口 56 が設けてあり、光走査プローブ 11 A を挿入することができる。

そして、内視鏡 52 による観察下で、術者は、病変組織か否かを調べたいと望むような場合には、チャンネル先端から光走査プローブ 11 A の先端側を突出し、調べたい対象組織の表面近くに先端面を設定することにより、光走査プローブ 11 A による画像を得ることができるようにしている。

シース 53 の内側には、上述した光ファイバ 10 が挿通されている。そして、図 2 に示すように光走査手段 17 により集光レンズ 12 をその光軸と直交する方向に 2 次元的に走査することにより 2 次元画像が得られ、また深さ方向走査手段 18 により対物ユニット 16 を走査することにより、光軸方向、つまり深さ方向に走査した場合の 2 次元画像を得ることもできる。以上の説明では低コヒーレンス光を用いた低コヒーレンス光走査プローブ 11 A による顕微鏡画像（高倍率画像）を得る装置を説明したが、例えば日本国特開 2000-126115 号公報に開示された共焦点による顕微鏡画像を得る共焦点光走査プローブを採用した装置でも良い。

共焦点光走査プローブを用いた場合の装置では、図 1 における低コヒーレンス光源 2 の

代わりにレーザ光等の光源が採用され、また、光ファイバ6の端部は戻り光が発生しないように閉鎖等され、ファイバ27の端部は光ディテクタ28に入射される。

また、光ディテクタ28以降は同様の構成となるので、その説明を省略し、図5で本実施の形態に用いる共焦点（型）光走査プローブ11Bの先端側の構成を説明する。

図5に示すように共焦点光走査プローブ11Bの先端部59は、チューブ58の先端にその一端が取り付けられた円環形状で硬質の光学枠60と、この光学枠60の内側に取り付けられた光学ユニット61と、光学枠60の先端に後述する圧電素子78を介して取り付けられた対象物に押し当てる透明窓部材としての（透明で硬質の）先端カバー62とからなる。

チューブ58内に挿通され、光源側及び光ディテクタ28に光ケーブル4を介して接続される光ファイバ5bの先端は、光学ユニット61に固定され、この光ファイバ5bの先端から出射される光を光走査機構（スキャナ）を介して検査対象となる被検部63側に集光照射し、その戻り光を受光する。

図6は光学ユニット61の詳細な構成を示す。

光学ユニット61は、基板64と、その上面に設けたスペーサ65と、さらにスペーサ65の上面に設けた上板66とからなる。基板64には、光源から光ファイバ5bに伝送されたレーザ光を、対象物側に走査するために向きが可変の2枚の可動ミラー（回動ミラーとも言う）67、68が設けてある。

この2枚の可動ミラー67、68は、2つのヒンジ部67a、68aによって支持され、この可動ミラー67、68は図示しない電極により静電気力によって回転可動に構成されている。

これらの電極と対向するグランド電極（図示しない）は、ケーブル69を介して光走査駆動手段19へ接続されている。また、この2枚の可動ミラー67、68の回転軸は、直交するように構成されている。さらにスペーサ65には、ファイバ5bの端面に対向する部分にミラー71が、上板66にはミラー72と、レーザ光を集光して被検部63側に焦点73を結ばせるための回折格子レンズ74が設けてある。

この回折格子レンズ74は、回折現象により非常に短い焦点距離のレンズに相当した機能を有し、従ってこの焦点73を被検部69の深さ方向と直交する方向に2次元的に走査することにより、被検部63に対する顕微鏡的に拡大した画像を得ることができるようにしている。

また、光ファイバ5 bの先端部分は、図5のように基板6 4とスペーサ6 5の間に固定されている。

そして、可動ミラー6 7、6 8（の電極）に駆動信号を印加してヒンジ部6 7 a、6 8 aをその回転軸として適宜の角度回転駆動することにより、焦点7 3を走査面7 5上で2次元的に走査できるようにしている。

例えば可動ミラー6 7を駆動した場合には、光は図5の紙面垂直方向のX方向7 6に走査され、可動ミラー6 8を駆動した場合には、光は図5で左右方向のY方向7 7に走査される。つまり、可動ミラー6 7及び6 8を可動させることにより、被検部6 3側の焦点7 3を、その深さ方向（Z方向）に垂直な走査面7 5上で、2次元的に走査できるようにして、その走査面7 5上での反射された光情報を得ることができる共焦点顕微鏡を形成している。

つまり、この場合には、光ファイバ5 bの先端面の面積サイズは十分に小さく、この先端面は、可動ミラー6 7、6 8及び回折格子レンズ7 4に関して、焦点7 3と共焦点の関係或いはこれに近い近共焦点の関係となっている。従って、光ファイバ5 bの微小サイズの先端面から出射された光は、焦点7 3で微小スポット状の点となり、この点部分（及びその近傍）のみからの反射光が、光ファイバ5 bの先端面に入射される関係を保持する。

光学枠6 0には例えば周方向における直交する4個所に、小型で板状ないしは棒状の圧電素子7 8の一端が接着され、この圧電素子7 8の他端は、先端カバー6 2の基端が接着されている。また、圧電素子7 8は、ケーブル6 9を介して光走査駆動手段1 9へ接続されている。

そして、この圧電素子7 5に駆動信号を印加することにより、図5の符号7 9で示すように被検部6 3の深さ方向となるZ方向に圧電素子7 8を収縮させて、焦点7 3を切断面8 0上でZ方向に可変させることができるようにしている。なお、先端カバー6 2は透明な材質のカバー、例えばポリカーボネードで構成されている。

このように本実施の形態は、低コヒーレンス光を用いた光走査プローブ1 1 Aでも共焦点を利用した光走査プローブ1 1 Bの場合でも適用できるものである。次に本実施の形態の作用を説明する。

図1 或いは図5等の光走査プローブ1 1 A又は1 1 Bにより、光走査による高倍率の画像を得る。この場合、光ディテクタ2 8で光電変換された信号は、アナログ信号処理回路3 1内の対数アンプ3 4で対数圧縮されてダイナミックレンジが一旦圧縮された後、A／

Dコンバータ35でデジタル信号に変換され、PC36内のフレームメモリ37に時系列的に格納される。

このフレームメモリ37に時系列的に格納された信号データ（画像データ）は、対数／リニア変換回路38でリニアな特性でダイナミックレンジが伸張（拡大）して戻され、例えば10ビットの画像データが得られる。

この画像データは、表示される画像の最適化を行うコントラスト変換手段39に入力され、適当なコントラストの画像に変換され、マルチ画像表示手段40に表示されることになる。

この場合の動作説明図を図7A及び図7Bに示す。図7Aはコントラスト変換手段39に入力される時経列の輝度データを示し、この輝度データはコントラスト変換手段39により図7Bのようにコントラスト変換される。

つまり、この場合には入力される時経列の1フレーム分の輝度データ y は、コントラスト変換手段39により、1フレームにおける最大値 $MAX\phi$ 、最小値 $MIN\phi$ を用いて、以下の（1）式のようにコントラスト変換され、輝度データ y' となる。

$$y' = (y - MIN\phi) / (MAX\phi - MIN\phi) \times 1024 \quad (1)$$

このようにすることにより、画像におけるコントラスト変化量が低い場合においても、コントラスト変換により適切なコントラストを持った画像として表示することができるようになる。

また、図7Aに示すような輝度データに対して、コントラスト変換手段39により図7Cのようにコントラスト変換しても良い。図7Cの場合には、（1）式における分子側の $MIN\phi$ の代わりに平均値 $AVE\phi$ 等を用いる。つまり、この場合には、以下の（2）式のようにコントラスト変換され、輝度データ y' となる。

$$y' = (y - AVE\phi) / (MAX\phi - MIN\phi) \times 512 + 512 \quad (2)$$

このようにすることにより、コントラストが低すぎる場合や、明るすぎる場合等においても、コントラスト変換により適切なコントラストで表示することができる。

このように本実施の形態では、コントラスト変換を行うようにしているので、例えば暗くなりすぎた画像でも明るく観察し易い輝度レベル（明るさレベル）で表示されるので、観察しやすい画像として観察することができるし、明るすぎる画像の場合にも観察し易い明るさレベルに変換し、観察しやすい画像として観察することもできる。

なお、ユーザがコントラスト変換特性を選択できるようにしても良い。つまり、ユーザ

は、観察対象等に応じて、例えばコントラスト変換手段39のコントラスト変換を行う特性を選択スイッチなどで選択し、その選択により例えば(1)式に設定したり、(2)式に設定したりができるようにしても良い。

また、上述の場合、例えば図7Cの場合において、以下に説明するようにさらに各画像の急激なコントラスト変化を抑制するようにしても良い。

つまり、(2)式における平均値 $AVE\phi$ をフレーム t での平均値 $AVE(t)$ とし、また、(2)式における分母の $MAX\phi-MIN\phi$ をフレーム t で変化する $RANGE(t)$ 等に変更して以下のようにする(ここで、 t は各フレームを示し、例えば平均値 $AVE(t)$ はフレーム t の画像での輝度データの平均値を示す)。

$$AVE(t) = AVE(t-1) + MAXdiff \quad \text{if} \quad AVEdiff \geq MAXdiff$$

or

$$AVE(t) = AVE(t-1) + AVEdiff \quad \text{or} \quad -MAXdiff \quad \text{if} \quad AVEdiff \leq -MAXdiff \quad (3)$$

$$\text{ここで、} AVEdiff = AVE\phi - AVE(t-1) \quad (4)$$

$$RANGE(t) = RANGE(t-1) + MAXdiff2 \quad \text{if} \quad RANGEdiff \geq MAXdiff2$$

or

$$RANGE(t) = RANGE(t-1) + RANGEdiff \quad \text{or} \quad -MAXdiff2 \quad \text{if} \quad RANGEdiff \leq -MAXdiff2 \quad (5)$$

ここで、

$$RANGE\phi = MAX\phi - MIN\phi \quad (6)$$

$$RANGEdiff = RANGE\phi - RANGE(t-1) \quad (7)$$

(2)式ではリアルタイムで画像を順次表示した場合、各画像に対しては最適化された適切なコントラストで表示できるが、走査速度が速いような場合やぶれがあるために、原画像のコントラストが大きく変化する場合には、コントラスト変換により各画像毎で最適なコントラストに変換することを(一部)抑制し、動画像としてコントラストの急激な変化が抑えられた状態で表示されるようにした方が良い場合も考えられる。

そのような場合には(3)～(7)式を用いると、コントラストの急激な変化を抑制した適切なコントラストで画像を表示することができる。

また、(2)式に対して上述した(3)式～(7)式のように変更する代わりに、以下のようにパラメータ $k1 \sim m3$ を導入し、 $AVE(t)$ 、 $RANGE(t)$ を定義して、コント

ラスト変換を行うようにしても良い。

$$AVE(t) = k_1 AVE(t-1) + k_2 AVE(t-2) + k_3 AVE(t-3) \quad (8)$$

$$RANGE(t) = m_1 RANGE(t-1) + m_2 RANGE(t-2) + m_3 RANGE(t-3) \quad (9)$$

この場合には過去の画像の平均値やコントラストをパラメータで部分的に考慮したコントラスト変換を行うようにして、コントラストの急激な変化を抑制した適切なコントラストで画像を表示する。

このようにして、コントラスト変換された画像データは、マルチ画像表示手段40に出力されると共に、デジタル画像保存手段51に出力される。そして、図1及び図9Bに示すようにマルチ画像表示手段40におけるリアルタイム画像表示領域R1にはリアルタイム画像（動画）が表示される。なお、以下で説明するように他の画像表示領域R2、R3、R4には、しきい値条件を満たす古い画像が表示される。

また、デジタル画像保存手段51には、画像パラメータ抽出手段41におけるしきい値回路50により所定のしきい値条件を満たすデジタル画像が画像パラメータと共に記録される。

図8は時系列で得られる（リアルタイム）画像の具体例を示す。つまり、フレームNo. 1（図8中では①で示す。他のフレームNo.の場合も同様）の画像は観察対象の細胞の輪郭或いはエッジを検出できない状態での画像例であり、例えばその画像パラメータの平均値 $AVE\phi$ は0、しきい値 $THR\phi$ も0である。

次のフレームNo. 2の画像は、観察対象の細胞のエッジをかなり識別できる状態で得られた画像例であり、例えばその画像パラメータの平均値 $AVE\phi$ は50、しきい値 $THR\phi$ は1であり、しきい値回路50で設定されたしきい値以上の値を持つ画像である。

そして、このようにしきい値回路50で設定されたしきい値の値以上のエッジ（輪郭）を持つ画像は、デジタル画像保存手段51に保存されることになる。また、このしきい値回路50の判断結果は、マルチ画像表示手段40にも入力され、画像表示領域R2～R4にはしきい値で設定されたしきい値以上のエッジを持つ古いフレーム画像が表示される。

図9Bはマルチ画像表示手段40の画像表示領域R2～R4に表示される古いフレーム画像Old Frame1～Old Frame3を示す。この場合、マルチ画像表示手段40には、例えば画像表示領域R2～R4に表示する画像を格納するために画像格納手段として、3つのフレームメモリを有し、3つのフレームメモリには図9Aに示すように古い画像から順次格

納される。

図 8 の時系列画像の場合には、最も古い画像 Old Frame1、その次に古い画像 Old Frame 2、その次に古い画像 Old Frame3 が 3 つのフレームメモリに格納され、図 9 B のように表示される。そして、次にしきい値回路 50 により保存する古い画像が検出されると、その画像が古い画像中では最も新しい画像、つまり Old Frame3 として画像表示領域 R 4 に表示される。この場合、図 9 A に示すフレーム No. 4 の画像が最も古い画像として、画像表示領域 R 2 に表示されフレーム No. 2 の画像が次に古い画像として、画像表示領域 R 3 に表示されるようにシフトする。

図 10 は本実施の形態における画像表示領域 R 2 ないし R 4 で表示をする場合の動作を示すフローチャートを示す。

画像パラメータ抽出手段 41 は、ステップ S 1 に示すように画像データを 1 枚分読み込む。そして、次のステップ S 2 で画像パラメータ（最大値 MAX ϕ 、最小値 MIN ϕ 、平均値 AVE ϕ 、エッジ強度 EDG ϕ ）を抽出する。

そして、画像パラメータ抽出手段 41 は、ステップ S 3 に示すようにエッジ強度 EDG ϕ が、図 3 のしきい値回路 50 によるしきい値を越えるかの判断を行い、しきい値を越えない場合にはステップ S 1 の処理に戻り、次の画像データを取りこむ。つまり、この場合には取り込まれた画像データは非表示となる。

一方、エッジ強度 EDG ϕ がしきい値を越える場合には、P C 36 は、ステップ S 4 に示すように画像パラメータ抽出手段 41 により抽出された上記画像パラメータから画像表示を最適化するのに必要な画像パラメータを用いて、画像中のピクセル値の変換処理を行う。具体的には（1）式、（2）式などのコントラスト変換を行う。

そして、ステップ S 5 に示すようにコントラスト変換した画像をマルチ画像表示手段 40 のモニタ画面に表示した後、ステップ S 1 の処理に戻り、次のフレームの画像に対しても同様の処理を行う。

デジタル画像保存手段 51 には、しきい値回路 50 により設定された所定レベルのしきい値以上で検出された画像が順次格納される。つまり、マルチ画像表示手段 40 の画像表示領域 R 2 ～ R 4 に表示されることになる画像が保存される。

図 11 はデジタル画像保存手段 51 に保存されるファイル構造を示し、図 11 A は 1 フレームのファイル構造を示し、図 11 B は複数フレームを記録した場合のファイル構造を示す。

デジタル画像保存手段51には、例えばフレームNo. 4の画像が保存される場合には図11Aに示すように、そのフレームNo. (フレーム番号)、画像データ、MAXφ、MINφ、AVEφ、THRφの画像パラメータが保存される。

このように画像データと共に、その画像パラメータを保存することにより、原画像を再現(復元)することも可能となり、また保存画像の定量的な評価もでき、その利用価値が増すことになる。

このように本実施の形態では、入力される画像から画像パラメータ抽出手段41によりMAXφ、MINφ、AVEφ、THRφの所定の画像パラメータを抽出し、抽出された画像パラメータにおける最適化に必要とされたMAXφ、MINφ等の画像パラメータをPC36内のコントラスト変換手段39に入力して、入力される画像に対してコントラスト変換を行って最適な画像を生成し、マルチ画像表示手段40のリアルタイム画像表示領域R1で表示するようにしているので、高倍率での観察画像において、コントラストが適切でない場合や、ノイズを含むような画像の場合においても、適切なコントラストで表示することができる。

また、マルチ画像表示手段40における他の画像領域R2~R4には観察対象としての細胞等のエッジ(輪郭部分)を所定レベル以上で検出した場合のみで表示するようにしているので、細胞等のエッジを所定レベル以上検出した画像を表示することができる。つまり、観察対象としての細胞等を設定された以上の輪郭部分を有する画像のみを表示でき、設定された以上の輪郭が検出されないような画像を表示しないようにできる。

このため、光走査プローブ11A或いは11Bが使用中にぶれたりした場合においても、観察対象の細胞部分を(ある程度の輪郭が検出されて、)観察できる状態の画像のみを抽出してそのような画像のみを表示することができ、輪郭が検出されないような画像を表示しないようにできる。

また、本実施の形態では、例えばアナログ信号処理回路31内の対数アンプ34で対数圧縮した後、PC36内の対数/リニア変換回路38で逆変換することにより、ダイナミックレンジが大きな画像であっても、その画像を広いダイナミックレンジを持つ状態で表示することができ、自然に近い階調、色調で表示することができると共に、保存することができる。

また、デジタル画像保存手段51には、マルチ画像表示手段40における他の画像領域R2~R4に表示されるデジタル画像を保存するようにしているので、細胞等のエッジを

所定レベル以上検出した画像のみを効率良く保存できる。

つまり、観察対象となる細胞等のエッジを所定レベル以上検出しない画像は保存されないで、不要な画像を保存することがなく、後で編集する場合の手間を軽減したり、編集作業を不要にできる。

図 1 2 は変形例における画像表示領域 R 2 ~ R 4 に画像を最適化して表示する動作のフローチャートを示す。この動作は図 1 0 において、ステップ S 3 をステップ S 3' に変更した内容となっている。

ステップ S 1 に示すように画像データを 1 枚分読み込む。そして、次のステップ S 2 で画像パラメータ（最大値 MAX ϕ 、最小値 MIN ϕ 、平均値 AVE ϕ 、エッジ強度 EDG ϕ ）を抽出する。

そして、画像パラメータ抽出手段 4 1 は、ステップ S 3' に示すように平均値 AVE ϕ が既定値を越えるかの判断を行う。この場合、画像パラメータ抽出手段 4 1 の平均値検出回路 4 5 が、平均値 AVE ϕ の検出と共に、既定値を越えるかの判断を行う機能を持つ。P C 3 6 側で判断を行うようにしても良い。

そして、既定値を越えない場合にはステップ S 1 の処理に戻り、次の画像データを取り込む。つまり、この場合には取り込まれた画像データは非表示となる。

一方、平均値 AVE ϕ が既定値を越える場合には、P C 3 6 は、ステップ S 4 に示すように上記画像パラメータから画像表示を最適化するのに必要な画像パラメータを用いて、画像中のピクセル値の変換処理を行う。具体的には（１）式、（２）式などのコントラスト変換を行う。

そして、P C 3 6 は、ステップ S 5 に示すようにコントラスト変換した画像をマルチ画像表示手段 4 0 に出力して、その画像をマルチ画像表示手段 4 0 のモニタ画面に表示されるようにした後、ステップ S 1 の処理に戻る。そして、次の画像に対しても同様の処理を行うようになる。本変形例は第 1 の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

なお、上述の場合は、ダイナミックレンジの圧縮を対数圧縮で行っているが、 γ 変換でダイナミックレンジの圧縮を行っても良い。

また、デジタル画像保存手段 5 1 では、コントラスト変換を行ったデジタル画像をその画像パラメータと共に保存しているが、コントラスト変換を行う前の画像を画像パラメータと共に保存するようにしても良い。

また、図 3 の微分回路 4 6 の代わりに、画像の高周波成分を抽出するハイパスフィルタ

回路等を用いても良い。例えば、入力される信号をハイパスフィルタを通し、その出力信号を1フレーム分積分し、その積分した信号をしきい値回路50に入力して、このしきい値回路50で設定した所定のしきい値レベル以上あるか否かを比較し、比較結果のしきい値THR ϕ を出力するようにしても良い。

しきい値回路50で設定するしきい値を大きくすればより輪郭が多い画像やフォーカスした画像等を検出できる。

また、ハイパスフィルタのカットオフ特性を選択したりできるようにしても良い。

そして、フォーカス状態に近い画像を例えば保存しようとする場合には、カットオフ周波数を高く設定したハイパスフィルタを選択し、その出力信号の積分値が所定レベル以上検出されたものをしきい値回路50で比較（判断）して、所定レベル以上検出された画像を保存するようにしても良い。

また、画像を保存する場合、しきい値回路50での比較（判断）した結果も保存するようにしても良い。

（第2の実施の形態）

次に本実施の形態の第2の実施の形態を説明する。第1の実施の形態では、画像最適化手段としてのコントラスト変換手段39は、PC36による主にソフトウェアで行うものであるが、本実施の形態ではハードウェアでコントラスト変換を行うものである。

図13は第2の実施の形態におけるコントラスト変換手段81の周辺部の構成を示す。第2の実施の形態は、図3におけるPC36内のコントラスト変換手段39を設けなくて、また図3におけるアナログ信号処理回路31をアンプ32及びフィルタ33としたアナログ信号処理回路31'としている。

また本実施の形態では、このフィルタ33の出力信号をコントラスト変換手段81を構成するアンプ82に入力し、このアンプ82のGain及びOffsetをパラメータ変換回路83からの出力信号で制御することにより、このアンプ82から出力される信号のコントラストを変換して、適切なコントラストの画像を得られるようにする。

このアンプ82の出力信号は、A/Dコンバータ35に入力される。

また、パラメータ変換回路83には、図3に示した画像パラメータ抽出手段41から、例えば最大値MAX ϕ 、最小値MIN ϕ の画像パラメータが入力され、該画像パラメータをアンプ82のGain及びOffsetを制御する信号に変換する処理、つまりパラメータ変換を行ってアンプ82を制御する。

この制御により、本実施の形態では、上述した（１）式等のコントラスト変換の処理をリアルタイムで行い、Ａ／Ｄコンバータ３５側に出力する。Ａ／Ｄコンバータ３５よりも後段側は図３においてコントラスト変換手段３９を設けていない構成と同様である。

本実施の形態は第１の実施の形態とほぼ同様の作用効果を有する。

（第３の実施の形態）

次に本実施の形態の第３の実施の形態を説明する。本実施の形態では、入力画像が図１４Ａに示すようなヒストグラムを持つ場合、例えば図３のＰＣ３６（内の図示しないＣＰＵ）によるソフトウェアにより、図１４Ｂに示すような特性に変換してモニタ４に表示するようにするものである。

この場合の動作を図１５を参照して説明する。

ＰＣ３６は、ステップＳ１１に示すように画像データを１枚分読み込む。そして、次のステップＳ１２で、ＰＣ３６（内のＣＰＵ）は、画像ヒストグラムの画像パラメータを生成する。つまり、図１４Ａに示すデータを生成する。

そして、ＰＣ３６（内のＣＰＵ）は、ステップＳ１３に示すようにヒストグラムを平均化するようにピクセル値の変換テーブルを作成する。

ＰＣ３６（内のＣＰＵ）は、さらにステップＳ１４に示すように変換テーブルに基づき、画像中のピクセル値の変換を行い、図１４Ｂに示すようなヒストグラムの画像に変換する。そして、ＰＣ３６は、ステップＳ１５に示すように、この変換した画像をマルチ画像表示手段４０に出力する。変換された画像は、マルチ画像表示手段４０のモニタ画面に表示される。そして、ステップＳ１１の処理に戻り、次の画像データに対して同様の処理が行われる。

本実施の形態は第１の実施の形態とほぼ同様の作用効果を有する。

また、本実施の形態の第１変形例として、図１６に示すような処理を行うようにしても良い。

図１６に示す処理は図１５の処理において、ステップＳ１２を行う処理の代わりにステップＳ１６及びステップＳ１７を行うようにしたものである。

ＰＣ３６は、ステップＳ１１に示すように画像データを１枚分読み込む。そして、ＰＣ３６（内のＣＰＵ）は、次のステップＳ１６に示すように、画像中のエッジ部を微分オペレータを用いて検出する。

そして、ＰＣ３６（内のＣＰＵ）は、次のステップＳ１７でエッジ部のピクセルに対し

てヒストグラムを作成する。その後、ステップS 1 3, S 1 4, S 1 5の処理が行われる。

本変形例によれば、特にエッジがある部分を最適化して表示することができる。

また、図1 7に示す第2変形例のように処理を行うようにしても良い。P C 3 6は、ステップS 1 1に示すように画像データ（画像1）を1枚分、読み込む。P C 3 6（内のC P U）は、次のステップS 1 8で、元画像としての画像1に対して、ガウシアンオペレータを用いてぼかした画像（画像2）を生成する。

また、P C 3 6（内のC P U）は、次のステップS 1 9で、画像1 + α 倍の画像2の画像を生成する。ここで、パラメータ α は-1から0までの値である。そして、ステップS 1 5に示すように、生成された画像が、マルチ画像表示手段4 0のモニタ画面に表示される。

なお、図1 0或いは図1 2の処理をP C 3 6のC P Uによるアルゴリズムで行うものに限定されるのもでなく、D S Pでのソフトウェアで実現しても良いし、ハードウェアで実現しても良い。

以上説明した第1～第3の実施の形態では、観察対象に対して図2の集光レンズ（対物レンズ）1 2或いは図5の回折格子レンズ7 4をその光軸に沿った深さ方向（Z方向とする）にスキャンしない場合を想定したものであったが、以下に説明する第4の実施の形態では、特に集光レンズ1 2等を深さ方向にスキャンした場合に有効な実施の形態である。

（第4の実施の形態）

次に本実施の形態の第4の実施の形態を説明する。なお、本実施の形態では集光レンズ1 2の場合で説明する。

本実施の形態では図1 8に示すように集光レンズ1 2を、観察対象となる生体8 5の深さ方向に走査し、その走査の複数の位置でそれぞれ2次元の走査範囲（画像取得範囲）の画像を取得する。

この場合における深さ方向への走査開始点の深さ座標Zを0とすると、図1 9に示すように時系列な画像が得られる。

例えばフレームN o. 1、つまり深さの座標Zが0の画像では平均値A V E ϕ 、しきい値T H R ϕ が0となり、フレームN o. 2、つまり深さの座標Zが2 0（ μ m）の画像では平均値A V E ϕ 、しきい値T H R ϕ が0となり、フレームN o. 3、つまり深さの座標Zが4 0（ μ m）の画像では平均値A V E ϕ 、しきい値T H R ϕ が5 0, 1、…となって

いる。

このように深さ方向に走査しながら2次元画像を得ることにより、例えばフレームNo. 1や2では、観察対象としての細胞を、その輪郭を全く捉えていない画像も表示されるが、深さ方向への走査によりフレームNo. 4或いは5の画像のように観察対象となる細胞の輪郭を鮮明にとらえたフォーカス（合焦）状態ないしはそれに近い画像を得ることができる。

このように本実施の形態は、例えば第1の実施の形態において、さらに深さ方向に走査すると共に、その深さ方向の情報も検出する。

そして、デジタル画像保存手段51に画像データを保存する場合には、画像データ及び画像パラメータと共に、この深さ座標Zの値も深さデータとして保存する。

つまり、本実施の形態では図20に示すようなファイル構造で1フレームのデータを保存する。この1フレームのデータは図11Aにおいて、さらに深さデータを追加して保存したものとなっている。

なお、画像最適化等の処理は第1ないし第3の実施の形態で説明した手段或いは方法を採用することができる。

本実施の形態によれば、深さ方向に走査することにより、その走査範囲中に観察対象にフォーカスする距離を含む場合においては、殆ど確実にフォーカス状態ないしはこれに近い状態、つまり輪郭が（設定されたレベル以上に）検出された画像を得ることができる。

なお、深さが異なる2次元画像を合成して3次元画像を構築することもできる。また、深さ方向とこの深さ方向と直交するX方向或いはY方向など、一方の方向に走査して、2次元断層画像を表示或いは保存することもできる。

（第5の実施の形態）

次に本実施の形態の第5の実施の形態を説明する。なお、本実施の形態でも集光レンズ12を備えた対物ユニット16の場合で説明する。

図21に示すように対物ユニット16が例えば深さ方向と直交する方向にぶれがあった場合、より具体的にはこの図21において、例えばZ字状に対物レンズユニット16が、ぶれるとすると、相対的に走査する範囲はこのぶれに沿った走査範囲となる。

この場合には、観察対象側を太い線のZ字状に走査し、この場合に得られる2次元画像は図22に示すように例えば4つのフレーム1～4の画像が得られ、ぶれのために一部は共通部分があるが、それぞれ異なった走査範囲の画像となる。

本実施の形態の例えばPC36では、これらの画像に対して特徴量を抽出し、その特徴量を元（基準）にして、複数の画像がそれぞれ連続的に接続されるように合成（貼り合わせ）して、図23に示すような合成画像を生成する。そして、この合成画像を表示したり、画像保存する。

本実施の形態によれば、ぶれが存在しても観察対象付近における所望部分の画像を得ることができる。

（第6の実施の形態）

次に本実施の形態の第6の実施の形態を説明する。図24は第6の実施の形態における光走査手段部分を示す。

本実施の形態では、例えば光走査プローブの内部に挿通された光ファイバ5bに対向して斜めに固定ミラー87が配置され、この固定ミラー87で反射された光は、実線及び2点鎖線で示すように傾動される（実際には紙面に垂直な方向にも傾動される）ことにより光を2次元的にラスタ走査するスキャニングミラー88で反射された後、対物レンズ89により集光されて観察対象側に照射される。

この場合には、光走査の軌跡は図25Aに示すように屈曲（カーブ）したものとなる。このため、表示する際に補正して、図25Bに示すように直線状に走査した場合の画像に補正して表示する。

この場合には、周辺部、特に4隅の画像部分が実際の走査との乖離が大きくなり、歪んだ画像になり易くなるので、本実施の形態では図25Bにおける4隅部分をカットして表示しないマスク部分とし、図25Cに示すように八画形状の表示領域として画像表示を行うようにしている。

このように歪みが大きいと考えられる部分をマスクすることにより、簡単に画像の歪みの少ない画像として表示することができる。なお、図25Dに示すように中央部分のみを画像表示領域として表示するようにしても良い。この場合には、さらに歪みの少ない画像を表示することができる。

（第7の実施の形態）

次に本実施の形態の第7の実施の形態を説明する。図26は第7の実施の形態における光プローブの先端側の構造を示す。本実施の形態は上述した場合における2次元走査手段を有しないで、深さ方向にのみ走査（移動）する手段を備えた高倍率の観察手段（撮像手段）を備えた光プローブ装置に相当する。

本実施の形態では、観察しようとする被検体にメチレンブルー等、内視鏡観察で一般的に用いられている色素で染色した後、洗浄し、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通できる光プローブ 90 の先端を接触させて観察する。この場合、500－1000 倍程度の倍率で、細胞、腺構造を観察できるようになる。

図 26 に示す光プローブ 90 の先端部 91 は、外筒 92 とこの先端開口を覆うカバーガラス 93 で形成され、その内側にレンズ枠に取り付けた対物レンズ 94、その結像位置に配置した CCD 95、レンズ枠の外側に配置したライトガイド 96 を収納した内筒 97 が摺動自在に配置されている。

先端部 91 の後端付近における外筒 92 内側には、例えばリング形状で、外筒 92 にその後端が固定され、前端が内筒 97 に固定された圧電素子等によるアクチュエータ 98 が配置され、このアクチュエータ 98 は、駆動信号が印加されることにより矢印で示すように伸縮（伸張或いは収縮）して内筒 97 を対物レンズ 94 の光軸方向に移動する。

なお、ライトガイド 96 の後端は図示しない光源装置に接続され、光源装置から供給される照明光を伝送してその先端面から出射し、カバーガラス 93 に対向する観察対象物側を照明する。

また、CCD 95 は、信号ケーブル 99 により図示しない駆動回路及び映像信号処理回路を内蔵したビデオプロセッサ（或いはカメラコントロールユニット）に接続され、照明された観察対象物側を対物レンズ 94 を介して撮像する。

この場合、対物レンズ 94 は、開口数が大きく、高倍率で像を結ぶため、対物レンズ 94 の焦点位置 94 a 付近のみにフォーカスした画像を撮像することができる。

本実施の形態では、アクチュエータ 98 に駆動信号を印加して伸縮させることにより、内筒 97 と共に対物レンズ 94 及び CCD 95 を、光軸方向に移動して、カバーガラス 93 からの距離を変更して、第 1 の実施の形態等における 2 次元走査を行う光走査手段を備えた光走査プローブ 11 A を、深さ方向を走査した場合と同様に高倍率の観察画像を得ることができる。

（第 8 の実施の形態）

次に図 27 ないし図 39 を参照して本発明の第 8 の実施の形態を説明する。

図 27 に示す第 8 の実施の形態の光プローブ装置 101 は、例えば共焦点型の光走査プローブ 102 と、この光走査プローブ 102 が着脱可能に接続される観察装置 103 と、この観察装置 103 に接続され、光走査画像等を表示するモニタ 104 とから構成される

光走査プローブ１０２は、図示しない内視鏡のチャンネル内に挿通して使用でき、この光走査プローブ１０２の後端のコネクタ１０５を観察装置１０３のコネクタ受け１０６に着脱自在に接続できる。この接続により、観察装置１０３に内蔵した例えば半導体レーザ等により構成される光源装置１０７からの光束が光走査プローブ１０２に入射される。

光源装置１０７からの光束（光ビーム）は、光ファイバ１０８を介して、コネクタ１０５から光走査プローブ１０２内の光ファイバ１０９に入射され、この光ファイバ１０９で光走査プローブ１０２の先端部側に導光される。

先端部には、光束を集光して照射する対物レンズ及びスキャニングミラー等で構成される光学素子１１０が配置され、光ファイバ１０９の先端部から出射される光束はスキャニング手段としてのＸスキャナ１１１及びＹスキャナ１１２でＸ方向とＹ方向にスキャンされる光スキャニングミラーや対物レンズを介して被検体１１３側に集光照射される。

光学素子１１０から体内の生体組織等の被検体１１３側に照射される光束はＸスキャナ１１１及びＹスキャナ１１２によりＸ方向とＹ方向とに２次元的にスキャンされ、以下に説明するようにその反射光（戻り光）を検出することにより、２次元画像情報を得られるようにしている。

被検体１１３側に照射された光束は、その一部が反射されて光学素子１１０に入射され、さらに光ファイバ１０９の先端部に入射される。この場合、光ファイバ１０９の先端部は、スポット状に小さな面積サイズであり、光学素子１１０に関してこの部分と共焦点関係にある被検体１１３側での焦点位置からの反射光のみが入射されるようになる。

光ファイバ１０９に入射された光は、さらに光ファイバ１０８における光カップラ部で分岐して光検出器１１４にて受光され、光電変換されて電気信号となり、Ａ／Ｄ変換器１１５に入力され、Ａ／Ｄ変換されてデジタルデータに変換される。なお、光電変換手段としての光検出器（フォトディテクタ）１１４の代わりにフォトマルチプライヤチューブ（光電子増倍管）を採用しても良い。

Ａ／Ｄ変換された信号は、デジタルデータを記憶（記録）するメモリ１１６に入力され、少なくとも複数フレーム分の画像データを記憶できるようにしている。このメモリ１１６としては大容量の動画を記録可能とするシネメモリでも良い。

このメモリ１１６の出力端から出力される画像データは、画像化装置１１７に入力され、表示可能な画像信号を生成する処理が行われた後、画像表示手段としてのモニタ１０４

に出力され、モニタ 104 の表示面には、光走査プローブ 102 の光学素子 110 を 2 次元走査した際の戻り光による光走査画像、具体的には生体組織の細胞観察画像が表示される。

また、画像化装置 117 は、ハードディスク等の記録媒体（或いは記憶装置） 118 を内蔵しており、モニタ 104 に表示される光走査画像等を記録（保存）することができるようにしている。

また、観察装置 103 内には、画像生成のタイミングを決定する信号発生器 121 が設けてあり、この信号発生器 121 の基準となるクロック信号と、1 フレームの画像を形成する基準の同期信号となる X 方向、Y 方向の X-syn c、Y-syn c の両信号とは A/D 変換器 1115 に入力され、両信号に同期して A/D 変換器 115 は A/D 変換を行う。

また、信号発生器 121 は、上記同期信号に同期した X-Drive、Y-Drive の両ドライブ信号をそれぞれアンプ 122、123 に出力し、アンプ 122、123 により増幅された各ドライブ信号により、X スキャナ 111、Y スキャナ 112 をそれぞれ駆動する。

また、図 27 では示していないが、X スキャナ 111、Y スキャナ 112 による 2 次元走査の他にこれらの走査面と直交する方向、通常は深さ方向に走査する手段を備えたものでも良い。

また、観察装置 103 内には、全体を制御する CPU 等を内蔵した制御装置 124 が設けてあり、この制御装置 124 は光源装置 107、光検出器 114、A/D 変換器 115、メモリ 116、画像化装置 117 とを制御する。

また、図 38 で説明するように A/D 変換器 115 で A/D 変換された信号を制御装置 124 は取り込むこともできるようにしている。そして、ユーザが選択した表示保存パラメータが、選択した条件を満たすか否かを比較等により検出できるようにしている。

また、この制御装置 124 には、表示や保存のパラメータを選択したり、指定する表示保存選択手段として、例えば手で押下可能なキーボード 125 及び手で押下及びドラッグ可能なマウス 126 が接続されている。なお、マウス 126 の他に同様の機能を持つトラックボールなどによる入力デバイスを採用しても良い。

また、共焦点を利用した光走査プローブ 102 の他に、低干渉性の光源による低干渉性光を採用して光観察画像を得るものでも良い。

また、本実施の形態では、図示しない内視鏡装置における内視鏡画像を生成するビデオプロセッサ或いはカメラコントロールユニットからの内視鏡画像信号が画像化装置 111 7 に入力され、画像化装置 111 7 は混合器等を介して内視鏡画像と光走査画像等をモニタ 104 に出力し、モニタ 104 に両画像を表示できるようにしている。

また、制御装置 124 内部の図示しない CPU は、この制御装置 124 内部の図示しない ROM 等に格納されたプログラムに従って、制御動作を行う。

この場合の制御動作としては、図 28 等を参照して後述するように、モニタ 104 に表示する光走査画像（具体的には生体組織の細胞観察画像）の表示や記録媒体 118 に保存する表示保存モードを選択設定したり、選択基準の設定その他を選択設定等できるようにし、選択設定された条件で光走査画像の表示や保存を行うように制御することが本実施の形態の特徴となっている。

つまり、本実施の形態では、モニタ 104 に表示したり、記録媒体 118 に保存する条件を決定する表示保存パラメータを選択可能とする表示保存選択手段が設けてあり、ユーザは、キーボード 125、マウス 126 等で選択設定等することにより、選択等で設定された条件で表示や保存を行うように制御装置 124 は、画像生成の信号処理を行う画像化装置 117 や光源装置 107 等の制御を行う。

このように、ユーザにより、予め選択された条件で表示や保存を行うように制御装置 124 が制御することにより、特にユーザが選択した保存を望む条件を満たす細胞観察画像のみを保存し、条件を満たさない不要となる細胞観察画像を保存しないようにすることができるようにしている。

従って、後で必要とされる細胞観察画像のみを保存するための編集作業が不要或いは、簡単にできると共に、（従来例における）不要な細胞観察画像を記録してしまうことによる記憶容量が制約されるようなこともなく（換言すると、記録するファイリング容量を小さくでき）、必要とされる細胞観察画像を効率良く記憶できるようにして操作性を向上している。

また、以下で説明するように細胞観察画像を表示するモニタ 104 上に、表示や保存を決定づける表示保存パラメータを表示し、ユーザはそのパラメータの設定を細胞観察画像を観察できる状態で行うことができ、かつ設定を確認もし易くして使い勝手（操作性）を向上している。

次に図 28 を参照して本実施の形態で選択できる表示保存モード等の詳細を説明する。

図 28 に示すようにモニタ 104 の表示面には、その右上に光走査プローブ 102 で得た光走査画像としての細胞観察画像を表示する細胞観察画像表示領域 R1、左上に患者情報を表示する患者情報表示領域 R2、左下に通常内視鏡画像を表示する通常内視鏡画像表示領域 R3、右下に表示保存パラメータを設定する表示保存パラメータ設定ウィンドウ R4 とが分割して表示されるようにしている。

細胞観察表示領域 R1 には、光走査プローブ 102 で得た細胞観察画像の他に、その大きさを示すスケール S や、マウス 126 等による操作で移動自在のカーソル K を任意位置に表示したり、キーボード 125 により任意位置にテキスト T を重畳して表示することもできるようにしている。

また、表示保存設定ウィンドウ R4 には、表示保存モード、選択基準、同時保存データ、タイミング、ブレ補正の各表示保存設定条件が表示され、これらの条件を設定可能である。これらの各パラメータを選択設定することにより、その選択設定されたパラメータの情報は制御装置 124 内部等の図示しないメモリ等に格納され、制御装置 124 は、選択設定されたパラメータに従って表示および／あるいは保存処理を行うように制御する（図 30 のフローチャートで後述）。

表示保存モードとして 4 つの表示／保存モードが表示される。具体的には、特定画像表示保存モード、特定画像表示全画像保存モード、全画像表示特定画像保存モード、全画像表示保存モードが用意されている。

特定画像表示保存モードは、特定画像を表示すると共に、特定画像を保存するモードである。

また、特定画像表示全画像保存モードは、特定画像を表示し、かつ全画像を保存するモードである。

また、全画像表示特定画像保存モードは、全画像を表示し、特定画像を保存するモードである。

また、全画像表示保存モードは、全画像を表示すると共に、全画像を保存するモードである。

このようにユーザは、4 つのモードから所望とするモードをキーボード 125 或いはマウス 126 による入力デバイスにより選択して、表示及び保存のモード選択ができるようにしている。この場合、特定画像表示保存モード等の 4 つのモードの前の丸〇及び は、それぞれ設定が無効（OFF）及び設定が有効（ON）であることを示している。他の選

択基準等の選択設定においても同様である。

なお、初期設定の設定値として全画像表示保存に設定しているが、特にこれに限らず、他の3つのモードでも構わない（図31のフローチャートで後述）。

また、表示保存モードで、表示或いは保存に対して特定画像を選択した場合には、その特定画像を選択基準により特定できるようにしている。この場合の選択基準としては、輝度、大きさ、領域、フレーム、時間の5項目のパラメータから選択設定できるようにしている。なお、この選択基準において、大きさは輝度を選択基準にした場合に付随的に選択できる選択基準である（従って、4項目を主要な選択基準としているともいえる）。

また、選択基準の下には水平バーH1が表示され、この水平バーH1により選択基準となる項目パラメータの値を簡単に設定できるようにしている。

選択基準として輝度を選択した場合は、画像の輝度値（輝度レベル）によりその値以上のものを特定画像とするように選択基準を与えるものである。

具体的には輝度値を例えば8ビットで表し、その場合の輝度範囲は0-255となり、255が最大値となる。初期設定は、輝度でかつその設定値は255であるが、これに限らず、任意の輝度値に設定しても構わない。また、他の項目を初期設定にすることもできる。

選択基準を輝度値に設定した場合、輝度値を、図28の選択基準の下の水平バーH1を、キーボード125あるいはマウス126により移動操作すると、その移動位置に応じて0-255（8ビット）のいずれかに簡単に設定することができる。

図28の例では、●により輝度が選択基準で選択され、その輝度値は水平バーH1の移動により150に設定された状態を示す。そして、この場合には、特定画像が選択設定されている場合、輝度値が150以上の場合にその特定画像の表示或いは保存がされる。

また、選択基準としての“大きさ”は、細胞観察表示領域R1に表示される画像或いは保存される画像がその大きさを持った細胞があるものを選択基準とするものである。

また、選択基準としての領域は、表示領域或いは保存領域を指定するものである。

この場合には、図29に示すような十字カーソルK1が現れ、それをキーボード125あるいはマウス126によりクリックおよびドラッグして、斜線部分で示す（選択基準となる）指定領域Rcを表示領域或いは保存領域とするように設定する。

すなわち、図33のフローチャートで示すように、まず最初のステップS56で画像上の任意の位置で十字カーソルK1をクリックして始点を決定（（1）で示す部分の処理）

し、次のステップS 5 7で十字カーソルK 1を任意の位置へドラッグして終点まで移動（（2）で示す部分の処理）する。

さらに次のステップS 5 8で画像上の任意の位置で十字カーソルK 1をクリックして終点を決定（（3）で示す部分の処理）することにより選択基準の領域R cを設定する。

選択基準としてフレーム（画像1枚分を構成するデータ）を選択した場合、図28の選択基準の下に水平バーH 1を、キーボード125あるいはマウス126により、表示および／または保存が開始されてから停止するまでのフレーム枚数を指定する（図28の表示例の場合は0－160枚まで）。

選択基準として時間を選択した場合、図28の選択基準の下に水平バーH 1を、キーボード125あるいはマウス126により、表示および／または保存が開始されてから停止するまでの時間を指定する（図28の表示例の場合は0－8000 msecまで）。

また、細胞観察画像と共に同時に保存される同時保存データとしては、通常内視鏡画像、スケールS、テキストT、カーソルKを選択できるようにしている。選択基準では1つの項目のみを主に選択できたが、この場合には、複数の項目も選択できる。図28の場合では、通常観察画像とスケールSとを同時に保存するデータとして選択している。

また、タイミングは、どのタイミングで特定画像の表示及び／又は保存を開始するかの条件を決定するものであり、そのタイミングとして、スキャン、フリーズ（画像静止）、フリーズ前後（画像停止の前後の画像）、レーザ、ブレ補正のいずれかの項目の条件を選択できるようにしている。

スキャンが選択された場合には、スキャン、つまり光走査のタイミングに同期して特定画像の表示等を行い、またフリーズが選択された場合にはフリーズ（静止画）のタイミングに同期して特定画像の表示等が行われ、フリーズ前後が選択されると、フリーズ（静止画）の前後の何フレーム目かを表示等のタイミングにするかを選択設定する。

この場合には選択基準の水平バーH 1のようにフリーズ前後の表示の下に水平バーH 2が表示され、水平バーH 1の場合と同様の操作で、フリーズ前後何フレーム目かの設定を行うとそのタイミングに同期して表示などが行われるようになる。

また、ユーザが、レーザを選択すると、このレーザの発振開始（光出力）のタイミングに同期して、特定画像の表示などが行われるようになり、またブレ補正を選択した場合には、ブレ補正の開始のタイミングに同期して、特定画像の表示などが行われる。

うちの、どのタイミングと同期して画像表示および／または保存を開始および停止する

かの条件を設定する。

また、右端のブレ補正は、ブレ補正を行うか否かの条件を選択するもので、ブレ補正を行うを選択するとON、行わない場合にはOFFとなる。

次に本実施の形態の作用を図30等を参照して説明する。

図30は、表示／保存方法の設定から表示／保存処理までの処理内容を示す。この光プローブ装置101の電源が投入され、その動作が開始すると、ステップS31の表示保存モードの設定の処理が行われる。

この表示保存モードの設定の処理の詳細は、図31に示すようになっており、この表示保存モードの設定の処理が開始すると、ステップS37に示すように、表示保存モードとして初期設定の全画像表示保存モードにされ、この全画像表示保存以外の表示保存モードを選択できるように次のステップS38では表示保存モードの選択を行う処理となる。

図30のステップS31の表示保存モードの設定の処理が終了すると、ステップS32の表示保存モードが全画像表示保存モードかの判断が行われる。そして、全画像表示保存モードでない場合には、ステップS33の選択基準の設定の処理を行い、その後ステップS34に進む。この選択基準の設定の処理の詳細は、図32に示すようになっている。

一方、ステップS32の表示保存モードの判断において、全画像表示保存モードでない場合には、ステップS34のタイミングの設定の処理に移る。タイミングの設定の処理の詳細は、図8となる。

タイミングの設定の処理が終了すると、ステップS35の同時保存データの設定の処理、ステップS36の表示／保存処理を行って、図30の処理を終了する。ステップS35の同時保存データの設定の処理、ステップS36の表示／保存処理の詳細は、それぞれ図35、図37となる。

次に図32の選択基準の設定の処理を説明する。

選択基準の設定の処理が開始すると、ステップS41の選択基準を輝度にする初期設定がされ、また次のステップS42の輝度値を255とする初期設定がされた後、ステップS43の選択基準の選択の処理に移る。

そして、ステップS44の選択基準として輝度を選択するか否かの判断が求められるので、ユーザは、この輝度を選択基準として選択すると次のステップS45で輝度値の設定を0から255の範囲で行う。すると、さらに次のステップS46で大きさをONにするか否かの選択が求められ、大きさを選択する（ON）と次のステップS47で大きさの設

定を行うことになる。例えば10 μ m以下と設定する。そして、その後ステップS48に進む。

一方、ユーザが輝度を選択基準として選択しないとステップS48に移る。このステップS48では、選択基準として領域を設定するかを選択が求められる。ユーザが、この領域を選択すると、次のステップS49で、領域の設定処理を行うことになる。この領域の設定処理の詳細は、図33を参照して上述した。

この領域の設定処理が終了すると、ステップS50の選択基準としてフレームを選択するか判断が求められる。ユーザが、フレームを選択し、次のステップS51で開始/停止フレームの設定を行い、次のステップS52に進む。ステップS51の開始/停止フレームの設定の具体例としては、ユーザは、例えば0から160枚のフレーム数の設定を行う。

また、ステップS50で、ユーザがフレームを選択しないと、ステップS52に移る。このステップS52では、選択基準として時間を選択するか判断が求められる。ユーザが、この時間を選択すると、次のステップS53で開始/停止時間の設定を行う。そして、この図32の処理を終了する。

この開始/停止時間の設定の具体例としては、ユーザは、例えば0から8000msecの設定を行う。また、時間を選択しない場合には、ステップS53の処理を行わないで図32の処理を終了する。

次に図34のタイミングの設定の処理を説明する。

タイミングの設定の処理が開始すると、ステップS61でタイミングとしてスキャンにする初期設定が行われた後、次のステップS62でタイミングの選択の処理となる。そして、ステップS63でタイミングとしてブレ補正を選択するか否かの判断が求められる。ユーザが、このブレ補正を選択すると、次のステップS64ではブレ補正OFFを選択するか判断が求められる。

ユーザが、ブレ補正をOFFとすると、ステップS63の選択と整合しないので、ステップS63に戻る。一方、タイミングとしてブレ補正を選択しないと、ステップS65に移り、タイミングとしてフリーズ前後を選択するか判断が求められる。この判断に対して、ユーザが、フリーズ前後を選択すると、次のステップS66でフリーズ前後のフレーム数の設定を行うことになる。

具体的には、ユーザが、例えば-80から+80のフレーム数を設定して図34の処理

を終了する。また、ステップS 6 5でタイミングとしてフリーズ前後を選択しない場合にも、ステップS 6 6を行うことなく図3 4の処理を終了する。

次に図3 5の同時保存データの設定処理を説明する。

この同時保存データの設定処理が開始すると、ステップS 6 8に示すように、通常内視鏡画像ON、スケールOFF、テキストOFF、カーソルOFFの初期設定がされる。そして、次のステップS 6 9で同時保存データのパラメータの選択或いは選択解除の処理を行う。つまり、ユーザは、ステップS 6 9で初期設定のパラメータと異なる選択等を行って、図3 5の処理を終了する。

このように各種のパラメータの設定が終了すると、その設定に沿って特定画像の表示や保存が行われるようになり、ユーザの設定に基づく特定画像を表示したり、保存ができるようになる。

以上の表示および／または保存の設定の場合の数は、図3 6 A及び図3 6 Bに表として示すように、全部で8 0通りとなる。

なお、図3 6 A、図3 6 Bでは選択基準として、輝度、領域、フリーズ、時間をそれぞれ1つ選択した場合での表示保存パターン数を示しているが、例えば図3 2のフローチャートで説明したように、選択基準として、輝度を選択して、さらに領域も選択するように選択基準として複数の項目を設定した場合も含めると表示保存パターン数は、はるかに大きくなる。

以下、代表的な設定例の場合を図3 7、図4 0、図4 1、図4 3、図4 6、図4 8を参照して順次説明する。

図3 7のフローチャートは具体的には、図2 8の表示例の通り、表示保存モードが特定画像表示保存、選択基準が輝度（輝度値＝1 5 0）、大きさが無効（OFF）、タイミングがスキャン、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データが通常内視鏡像およびスケールの場合であり、その動作を説明する。

光プローブ装置1 0 1の電源が投入され、その動作が開始すると制御装置1 2 4は、動作状態になり、図3 7のステップS 7 1に示すようにスキャンが開始するのを待つ状態となる。

そして、スキャンが開始すると、制御装置1 2 4は、ステップS 7 2に示すように表示及び保存開始する。次にステップS 7 3に示すように、制御装置1 2 4は、フレーム内の輝度値が1度でも1 5 0以上になったか否かを判断する。

この場合のように、選択基準が輝度で、設定された輝度値以上の細胞観察画像の信号が入力されたか否かを判断する信号処理系の回路構成を図38に示す。

例えば図38に示すようにA/D変換器115の出力信号は制御装置124内の比較器131の一端に入力され、また制御装置124内部のパラメータ格納部132に格納された輝度値(=150)が比較器131の他方の入力端に基準値として入力され、比較器131により基準となる輝度値(=150)以上の細胞観察画像の信号が入力されたかを判断し、この比較器131の出力信号でメモリ116への信号書き込みを制御する。

そして、フレーム内の輝度値が1度も150以上にならない場合には、制御装置124は、ステップS74に示すようにメモリ116への書き込みを禁止し、さらに次のステップS75では、メモリ116への書き込みを禁止する直前に、メモリ116に書き込んだデータを読み出し、そのデータを表示用RAM等に保持して、そのデータをモニタ104に表示し、次のステップS76に進む。

つまり、フレーム内の輝度値が1度も150以上にならない場合には、それより以前にフレーム内の輝度値が1度でも150以上になった最新のデータを読み出し、そのデータを表示用RAM等に保持して、そのデータをモニタ104に表示し続ける。

制御装置124は、ステップS76ではスキャン停止か否かを判断し、スキャン停止でない場合には、ステップS77の次フレームの処理に移行し、次のフレームの処理に移行した後、ステップS73に戻る。

一方、ステップS73でフレーム内の輝度値が1度でも150以上になった場合には、制御装置124は、ステップS78のメモリ116の書き込みスペースに1フレーム分以上の(より正確には1フレーム分の画像データと同時保存するデータ分の)空きが有るかの判断を行う。そして、空きがない場合には、ステップS79に示すように、メモリ116内の最も古いデータを上書き領域として確保して、次のステップS80に進む。

一方、メモリ116の書き込みスペースに1フレーム分以上の空きが有る場合には、ステップS80に移り、制御装置124は、このステップS80で、メモリ116に細胞観察画像(図37等では細胞画像と略記)及び同時保存データを同時に書き込んだ後、次のステップS81に進む。

ステップS81では、書き込んだデータをメモリ116から読み出して、モニタ104に表示し、その後ステップS76に移る。上述のようにスキャン停止かの判断を行い、スキャン停止でない場合にはステップS77を経てステップS73に戻る。

ステップS 7 6で、ユーザによりスキャン停止が指示された場合には、ステップS 8 2に進み、制御装置1 2 4は、表示及び保存停止の処理を行う。

そして、次のステップS 8 3では、ファイル保存するか否かの判断が求められ、ユーザが保存を選択すると、ステップS 8 4に示すようにファイル名、形式を指定して記録媒体1 1 8に保存する処理が行われ、図3 7の処理を終了する。

なお、ステップS 8 3でファイル保存を選択しない場合には、記録媒体1 1 8に保存する処理が行われることなく、図3 7の処理が終了する。

図3 9は図3 7の場合における動作のタイミングチャートを示す。この図3 9に示すように、スキャン開始と同時に表示および保存を開始する。また、スキャンの停止に同期して表示および保存を停止する。スキャンを停止し、メモリ1 1 6に記録された画像データは、所定のファイル形式で、記録媒体1 8（例えばHDDなどの磁気ディスク、CD-R、MO、DVD-R等の光磁気ディスクなど）に保存できる。ファイル名は任意に設定可能で、ファイル形式は、Multi T I F Fなどのマルチ静止画ファイルや、A V I、M P E G - 1、M P E G - 2等の動画ファイルとして保存可能である。

次に図4 0を参照して、2つ目の代表例の場合の動作を説明する。この場合は、図2 8の選択設定状態において、さらに大きさを有効（O N）にした場合の動作である。

つまり、図3 7の表示／保存の条件において、大きさを有効にしたものであり、具体的には、表示保存モードが特定画像表示保存、選択基準が輝度（輝度値は1 5 0）、大きさが有効（O N）、タイミングがスキャン、ブレ補正が無効（O F F）、同時保存データが通常内視鏡画像及びスケールの場合の表示／保存処理の動作に相当する。

例えば、1フレームの中に1 0 u mの大きさの細胞画像が存在するとき、例えば、表示画素全画素数が5 1 2 × 5 1 2（＝約2 0万画素）のうちで輝度値が1 5 0以上になる画素数はおおよそ1万画素と決定できる。

よって、輝度値が1 5 0以上でなおかつ1フレームあたりの画素数が1万画素であれば、細胞画像がその1フレームの中に存在するとして、そのフレームのみを表示および保存する。

図4 0に示すフローチャートは、図3 7に示すフローチャートにおいて、ステップS 7 2とS 7 3（より正確には類似するステップS 4 3'）との間にステップS 9 1、ステップS 7 3とステップS 7 4との間にステップS 9 2～S 9 5を設けた動作になっている。このため、図3 7と基本的に異なる部分の説明を行う。

動作が開始すると、図37と同様にステップS71、S72を経てステップS91の画素数カウンタの初期化を行う。つまりカウント変数 $i = 0$ に設定した後、次のステップS73'で、制御装置124は、入力される画像データ（の各画素）の輝度値が（基準の輝度値としての）150以上かの判断を行う。

この条件を満たす場合には、次のステップS92でカウント変数 i を1増加し、次のステップS93でフレームの終わりかの判断を行い、フレームの終わりでない場合には、ステップS94の次の画素の処理に移行して、ステップS73'に戻る。ステップS73'で、入力される画素の輝度値が150以上にならない場合には、ステップS92を飛ばしてステップS93に移る。

また、ステップS93で、フレームの終わりの場合にはステップS95に進み、制御装置124は、カウント変数 i の値が10000以上か（つまり、 $i \geq 10000$ ）の条件を満たすかの判断を行う。この条件を満たす場合には、1フレームの中に10 μ mの大きさの細胞画像が存在すると判断してステップS78に進み、メモリ116に書き込む処理を行うことになる。

一方、ステップS95の条件を満たさない場合にはステップS74に進み、メモリ116への書き込みを禁止し、それより以前にメモリ116に書き込んだ最新のデータを読み出してモニタ104に表示する処理を行う。

その他の動作は図37と同様である。

次に3つ目の代表例の場合として、表示保存モードが特定画像表示全画像保存、選択基準が領域、タイミングがフリーズ（静止画像表示）、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データがテキストの場合について説明する。

ブレ補正、同時保存データの設定はいずれの設定であっても処理に影響はないので説明は省く。この場合、図29に示した領域設定により設定された指定領域Rcの静止画像のみ表示し、静止画像の全表示画素を保存することになる。キーボード125、マウス126などの入力デバイスによりフリーズすると、図41のフローチャートのような動作となる。

動作が開始して、制御装置124は、ステップS101でスキャンが開始されるのを待ち、さらにその後ステップS102に示すようにフリーズの指示がされるのを待つ。

そして、このフリーズの指示がされると、制御装置124は、ステップS103に示すようにメモリ116への書き込みスペースに空きが有るかの判断を行う。そして、空きが無

いとステップS 1 0 4に示すようにメモリ 1 1 6内の最も古いデータを上書き領域として確保し、次のステップS 1 0 5でメモリ 1 1 6に細胞観察画像及び同時保存データを同時に書き込み、次のステップS 1 0 6に進む。

一方、ステップS 1 0 3でメモリ 1 1 6への書き込みスペースに空きがある場合には、ステップS 1 0 5に移る。

ステップS 1 0 6では、書き込んだデータをメモリ 1 1 6から読み出してモニタ 1 0 4に表示し、次のステップS 1 0 7で対象画素が指定領域R_c（図 4 1 中では簡単化のため、符号R_cを省略して指定領域と略記）外か否かの判断を行う。

対象画素が指定領域R_c外の場合には、制御装置 1 2 4は、ステップS 1 0 8に示すように、その画素の輝度値を0にする。つまり、指定領域R_cの外では黒レベルで表示されるようにする。その後、制御装置 1 2 4は、次のステップS 1 0 9でフレームの終わりの判断を行い、フレームの終わりでない場合にはステップS 1 1 0に示すように次の画素に移行してステップS 1 0 7に戻る。

一方、ステップS 1 0 7の判断で、対象画素が指定領域R_c内の場合には、制御装置 1 2 4は、ステップS 1 0 9に移る。制御装置 1 2 4は、このステップS 1 0 9でフレームの終わりと判断した場合には、ステップS 1 1 1に示すようにモニタ 1 0 4に指定領域R_cの細胞観察画像を表示する。

その後、制御装置 1 2 4は、次のステップS 1 1 2でファイル保存するか否かの判断を求め、保存が選択された場合にはメモリ 1 1 6からデータを読み出し、ファイル名、形式を指定して記録媒体 1 1 8に保存する処理を行い、図 4 1 の処理を終了する。また、ファイルの保存を選択しない場合にはステップS 1 1 3の処理を飛ばして図 4 1 の処理を終了する。

図 4 2 は図 4 1 の動作のタイミングチャートに示す。図 4 2 に示すようにスキャンが開始し、フリーズ指示がされてフリーズ指示の信号が出されるフリーズタイミングに同期して、そのタイミングで全静止画像をメモリ 1 1 6に記録し、メモリ 1 1 6から読み出したデータのうち、指定した指定領域R_cの画像のみを静止画として表示するよう、制御装置 1 2 4が制御する。

メモリ 1 1 6に記録された画像データは、ファイル形式で、記録媒体 1 1 8に保存される。ファイル名は任意に設定可能で、ファイル形式は、T I F F、B M Fなどの静止画ファイルとして保存可能である。

次に、4つ目の代表例の場合として表示保存モードが全画像表示特定画像保存、選択基準がフレーム、指定フレーム数が1-50フレーム、タイミングがフリーズ前後（タイミング位置は-10）、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データがカーソルの場合について説明する。

ブレ補正、同時保存データの設定はいずれの設定であっても処理に影響はないので説明は省く。この場合、フリーズしたタイミングよりも10フレームさかのぼったタイミングで表示および保存を開始し、1-50フレームのみを保存し、10フレームさかのぼった静止画像を表示することになる。キーボード125、マウス126などの入力デバイスによりフリーズすると、図43の処理及び図44のタイミングチャートで示すようにメモリ116に書き込まれたデータを10フレーム分さかのぼって読み出して表示する。

さらに、ファイル保存時は、10フレーム分さかのぼった画像から連続50枚の画像を保存する。

以下、図43を参照してその動作を説明する。図41の場合と同様に、制御装置124は、ステップS101でスキャンが開始されるのを待ち、次のステップS102でフリーズ指示がされたか否かを判断する。

そして、フリーズ指示がされた場合には、制御装置124は、次のステップS115に示すようにメモリ116から、10フレーム前に書き込んだデータを読み出して、モニター104に表示されるようにし、次のステップS103に進む。ステップS103からステップS106までは図41と同様であり、メモリ116から読み出したデータをモニター104に表示する処理である。

その後、制御装置124は、次のステップS116でスキャン停止又はフリーズ解除かの判断を行う。そして、スキャン停止又はフリーズ解除のいずれにも該当しない場合には、ステップS117に示すように次のフレームの処理に移り、ステップS105に戻る。

一方、ステップS102でフリーズ指示がされていないと、制御装置124は、ステップS115を飛んでステップS103の処理を行う。

また、ステップS116の判断で、スキャン停止又はフリーズ解除の場合には、ステップS82に進み、制御装置124は、ファイル保存するか否かの判断を求める処理を行う。そして、ユーザが保存を選択しないと、制御装置124は、保存しないでこの処理を終了し、ユーザが保存を選択した場合には、制御装置124は、ステップS118に示すようにメモリ116からフリーズ画像を基準に、50フレーム分のデータを読み出し、ファ

イル名、形式を指定して記録媒体 1 1 8 に保存する処理を行って図 4 3 の処理を終了する。

図 4 4 は図 4 3 の場合における表示&保存開始/停止のタイミングを示し、この図 4 4 に示すようにスキャンが開始した後、フリーズ指示操作がされると、そのタイミングから 1 0 フレーム前でメモリ 1 1 6 に書き込んだデータを読み出して表示すると共に、保存する。

また、図 4 5 はメモリ 1 1 6 でのデータ格納状態を示し、この図 4 5 に示すようにフリーズ指示のタイミングから 1 0 フレーム前のデータからそれより後の 5 0 フレーム分のデータが保存されることになる。

なお、図 4 4 では、表示/保存の停止のタイミングが指定フレーム数に達した後までスキャンされた場合の例であるが、指定フレーム数に達する前にスキャンが停止した場合は、そのタイミングに同期して表示/保存を停止することになる（従って、その場合には、5 0 フレーム分より少ない枚数の表示や保存となる）。

次に、5 つ目の代表例の場合として、表示保存モードが特定画像表示保存、選択基準が時間、指定時間が 1 0 0 0 m s e c、タイミングがレーザ、ブレ補正が無効（OFF）、同時保存データが通常内視鏡像の場合について説明する。

ブレ補正、同時保存データの設定はいずれの設定であっても処理に影響はないので説明は省く。

概略の動作を説明すると、図 4 6 及び図 4 7 に示すように、タイミングがレーザの場合、レーザの ON/OFF タイミングはスキャンの開始/停止に同期しているので、図 3 7 に示したフローチャートと類似の処理となるが、スキャンの開始/停止タイミングと非同期の場合、レーザが出射されているときだけ表示および保存を行うことで、無駄な画像の表示および保存を省くことができる。

なお、4 つ目の代表例で説明したのと類似して、図 4 7 において、選択基準の範囲 0 - 1 0 0 0 m s e c に到達する前にレーザ（あるいはスキャン）が停止した場合は場合は、そのタイミングで表示や保存を停止する。

次に図 4 6 のフローチャートを参照して説明する。この場合の動作は図 3 7 のフローチャートに類似しているので、図 3 7 の場合と同様のステップ番号を用いて説明する。

図 3 7 の場合と同様に、制御装置 1 2 4 は、最初のステップ S 7 1 でスキャンの開始を待ち、次にはステップ S 1 2 1 に示すようにさらにレーザ ON を待ち、その後ステップ S

72の表示及び保存を開始し、次のステップS78でメモリの書き込みスペースに空きが有るかの判断を行う。

ステップS78からS81までは図37の場合と同様の処理を行い、その後、制御装置124は、ステップS122で時間が1000msec経過したかの判断を行い、経過していない場合にはステップS76のスキャン停止かの判断を行う。

スキャン停止でない場合にはステップS77の次フレームに移行する処理を行い、ステップS78に戻る。スキャン停止の場合には、さらにステップS123でレーザ停止の判断を行いレーザが停止されるまで待った後、ステップS82の表示及び保存停止の処理に移る。その後は図37の場合と同様にステップS83、S84に進む。

また、制御装置124は、ステップS122の判断において、1000msec経過した場合には、このステップS82に移ることになる。

上述したようにこの場合のタイミングチャートは図47に示したようになる。なお、図47では、レーザ発振開始とスキャン開始とが同期した場合で示し、また停止の場合も同期した場合で示している。

次に6つ目の代表例の場合として、表示保存モードが全画像表示保存、タイミングがブレ補正、ブレ補正が有効(ON)、同時保存データがスケールの場合について説明する。同時保存データの設定はいずれの設定であっても処理に影響はないので説明は省く。

この場合、ブレ補正をキーボード125、マウス126などの入力デバイスにより行ったタイミングで(予めブレ補正を行う設定になっている場合はスキャン開始に同期して)保存が開始され、ブレ補正を解除あるいはスキャンを終了するまで保存する(図48のフローチャート、図49のタイミングチャート参照)。

なお、図48、図49において、ブレ補正が停止する前にスキャンが停止した場合は場合は、そのタイミングで停止する。

また、ブレ補正は、例えばフレーム間での細胞画像のずれの度合いにより、ある度合いを超えたらそのフレームを抜いて表示せず、それよりも前のフレームのデータを保持して表示し続けるなど、ごく一般的に知られたアルゴリズムで実現できる方法で実現するものとする。

図48のフローチャートを参照してその動作を説明する。

この場合の動作は図37のフローチャートの動作と類似しているので、図37と同じステップ番号を用いて説明する。

図 37 と同様に最初のステップ S 7 1 で、制御装置 1 2 4 はスキヤンの開始を待ち、次にステップ S 1 2 5 に示すようにブレ補正が ON にされるのを待つ。ブレ補正が ON にされた後、ステップ S 7 2 に進み、その次にステップ S 7 8 ～ S 8 1 の処理を行う。

ステップ S 8 1 の後、制御装置 1 2 4 は、ステップ S 1 2 6 のブレ補正解除か又はスキヤン停止かの判断を行い、これに該当しない場合にはステップ S 7 7 の次フレームに移行する処理を行った後、ステップ S 7 8 に戻る。

一方、ブレ補正解除か又はスキヤン停止に該当する場合には、制御装置 1 2 4 は、ステップ S 8 2 の表示及び保存停止の処理に移り、さらにステップ S 8 3、S 8 4 の処理を行ってこの図 4 8 の処理を終了する。

また、この場合のタイミングチャートは図 4 9 に示したようになる。つまり、スキヤンなどが開始し、その後ブレ補正が実行されたタイミングで表示と保存を開始し、その後ブレ補正が解除されるとそのタイミングで表示及び保存を停止する。

以上説明したように本実施の形態によれば、光走査プローブ 1 0 2 により得た細胞観察画像が表示されるモニタ 1 0 4 上で表示や保存の設定条件を設定或いは選択設定などができ、設定した条件を満たす画像のみを表示したり、保存できるようにしているので、使い勝手（操作性）を向上できる。

また、モニタ 1 0 4 上で設定条件の確認ができる。つまり容易に設定条件の確認ができ、使い勝手が良い。

また、所望とする画像を効率良く保存することができ、先行例における不要な画像まで保存して、後で不要な画像から所望とする静止画像を抽出する編集などの作業を不要或いは大幅に軽減できる。

また、不要な画像を無駄に保存しないようにできるので、記録媒体 1 1 8 として記録容量が大きなものでなくても済む。

（第 9 の実施の形態）

次に図 5 0 及び図 5 1 を参照して本発明の第 9 の実施の形態を説明する。図 5 0 は第 9 の実施の形態の光プローブ装置におけるリジッドタイプの光走査プローブの内部構成を示し、図 5 1 は光走査プローブによる使用例を示す。

本実施の形態の光プローブ装置 1 5 0 は、図 5 0 に示すリジッドタイプの光走査プローブ 1 5 1 を採用している。このリジッドタイプの光走査プローブ 1 5 1 は、（軟性のチューブで構成される）フレキシブルなシース 1 5 2 の先端部にピント合わせユニット 1 5 3

及び２次元走査手段１５４等を内蔵した硬質のプロープ筐体１５５と、このプロープ筐体１５５に選択的に着脱自在の対物ユニット１５６Ａ及び１５６Ｂとから構成される。

上記プロープ筐体１５５は、例えば１辺が数１０mm程度の大きさで小型かつ軽量であり、また対物ユニット１５６Ａ及び１５６Ｂのレンズ筒１６４は、その外径が数mm程度、例えばφ３程度である。

上記シース１５２内には、光ファイバ１５７及び電気ケーブル１５８とが挿通され、このシース１５２の基端にはコネクタ１０５が設けてあり、観察装置１０３Ｂのコネクタ受け１０６に接続される。

そして、光ファイバ１５７には、観察装置１０３Ｂ内の光源装置からの光束が光ファイバを介して入射される。

そして、この光束は、光ファイバ１５７により伝送され、その先端面に伝送される。この光ファイバ１５７の先端側は、シース１５２の先端からさらにプロープ筐体１５５側に延出されている。そして、ピント合わせユニット１５３内で光ファイバ１５７の先端部がフェルール１５９により保持されている。このフェルール１５９は、さらにフェルール１５９を保持するフェルール保持部材１６１を介してピント合わせ駆動部１６２により図５０の矢印で示すように光ファイバ１５７の軸方向（図５０においてＺ方向）に移動自在に保持されている。

このピント合わせ駆動部１６２は、アクチュエータを位置制御する構成であり、このアクチュエータは、例えばエンコーダを取り付けたモータ１６２ａを備えたリニアステージ１６２ｂにより構成される。例えばフェルール保持部材１６１は、リニアステージ１６２ｂの可動部上に移動自在に保持され、ステッピングモータ１６２ａの回転により図示しないギヤ等を介して光ファイバ１５７の軸方向に移動される。この場合の移動ストロークは、例えば数mm程度、具体的には５mmであり、またその分解能は数μm程度、例えば５μmである。

なお、ピント合わせ駆動部１６２を構成するアクチュエータとしては、ステッピングモータとボールネジとの組み合わせ等でも良い。

なお、本実施の形態では、ピント合わせユニット１５３を、フェルール１５９を光軸方向に動かす例として示したが、ピント合わせユニット１５３は、コリメータレンズ１６３を光軸方向に動かす装置としても良い。すなわち、フェルール保持部材１６１の替わりに、コリメータレンズ１６３を保持する図示しない部材をピント合わせ駆動部１６２で動か

す装置としても良い。

また、ピント合わせユニット153は、観察部168を光軸方向に変えることができるので、観察対象物167の深さ方向の断層画像を取得することも可能である。

光ファイバ157の先端面が出射される光はコリメータレンズ163により平行な光束にされ、マイクロマシンミラー等で形成された2次元走査手段154により反射される。この2次元走査手段154を構成するマイクロマシンミラーが2次的に駆動されることにより、反射される光束が2次的に走査される（図50では光ファイバ157の軸と垂直なX、Y方向に走査する）。

この2次元走査手段154により反射された光束は、対物ユニット156I（I＝A或いはB）のレンズ筒164の基端付近に取り付けた瞳レンズリレー165を介してレンズ筒164の先端に取り付けた対物レンズ166Iを介して観察対象物167側に集光されて照射され、その際に観察対象物167の表面付近の観察部168がフォーカス点となるようにピント合わせユニット153で調整可能である。

なお、本実施の形態では、瞳レンズリレー165が対物ユニット156I内に配置された例として示したが、瞳レンズリレー165を、プローブ筐体155内に配置し、対物ユニット156Iと切り離せる構造にしても良い。

このプローブ筐体155には2次元走査手段154における光の走査方向に設けた開口部には対物ユニット156Iを構成するレンズ筒164の基端部170に当接して位置決めした状態で取り付け可能とする対物ユニット取り付け部169が設けてある。

また、上記開口部におけるレンズ筒164の基端部170を挟むようにして対物ユニット取り付け部169と反対側の位置には、ID検出部171が設けてあり、対物ユニット156Iの基端部170に設けた切り欠き部172Iを検出することにより対物レンズ166Iの倍率等を判定する。

対物ユニット156Aと156Bとは、例えば対物レンズ166A及び166Bの倍率が異なり、従って切り欠き部172A及び172Bが設けてある位置も異なる。そして、ID検出部171は、電気接点や、光センサ等を用いて切り欠き部172A及び172Bの位置を検出し、その位置の検出に応じてID検出信号を出力する。

なお、このような切り欠き部172A及び172Bのようなメカニカルな構造の違いによりID識別を行うものの他に、ID情報を記録した記録媒体、記録素子（例えばROM）等から記録されているID情報を電氣的に読み取る構成にしても良い。

上記電気ケーブル158は、ピント合わせ駆動部162を駆動する駆動線158A、2次元走査手段154を駆動する駆動線158B、ID検出部171によるID検出信号を伝送する信号線158Cとからなる。この電気ケーブル158はコネクタ105を観察装置103Bに接続することにより、この観察装置103B内の制御装置と接続される。

この観察装置103Bは、その内部の制御装置が図27の制御装置124の機能の他に、ピント合わせの駆動信号を出力する機能と、ID検出部171によるID検出信号により、2次元走査手段154を駆動して走査する場合の走査範囲を制御する機能とを持つ。

例えば、対物ユニット156Aの対物レンズ166Aの倍率が対物ユニット156Bの対物レンズ166Bの倍率の4倍であるとする、対物ユニット156Aが装着された場合でのID検出信号により、2次元走査手段154を走査する信号の振幅を、対物ユニット156Bが装着された場合の1/4に制御する。

そして、2次元走査手段154により2次元方向に走査され、対物レンズ166Aにより集光された観察部168付近で反射され、さらに対物レンズ166A等を経て光ファイバ157の先端面に入射された光は、観察装置103B内で光電変換して画像化され、この観察装置103Bに接続されるモニタには、その画像が表示される。

本実施の形態においても、光ファイバ157の先端面と対物レンズ166Iの集光点（観察部168）とは殆ど共焦点関係になり、共焦点顕微鏡が形成されるようになっている。

上記ピント合わせは数週間から数ヶ月の長期間での連続観察時に、観察部168にピントが合うように微調整可能としている。このピント合わせは2次元走査方向と直交する深さ方向（或いは距離方向）に対するフォーカス調整機構となる。

このプローブ筐体155の外表面には、アーム取り付け部173が設けてあり、図51に示すようにこのアーム取り付け部173にはアーム174の先端に設けた受動関節175を取り付けられるようにしている。

図51は本実施の形態の光プローブ装置150における主に光走査プローブ151による使用例を示す。この光走査プローブ151は、観察台181にその基端が固定されたアーム174により任意の位置に保持される。このアーム174は、その長手方向の途中に回動自在に連結する第1～第3関節182a～182cが設けてあり、その先端の受動関節175が取り付けられる光走査プローブ151の保持位置を3次的に任意の位置に調整或いは設定できるようにしている。

第１関節１８２aは、アーム１７４の軸回りで回動自在であり、第２及び第３関節１８２b及び１８２cはアーム１７４の軸と直交する方向で回動自在に連結している。

この観察台１８１にはX及びY方向に移動自在となるXYステージ１８２が取り付けられてあり、このXYステージ１８２の上には、例えばU字形状の観察対象固定部１８３が固定されている。

そして、この観察対象固定部１８３は、観察対象物１６７としての例えばラット１６７aを挟むようにして固定する。

また、この観察対象固定部１８３の上面には、対物ユニット１５６Iの先端側を挟むようにして固定する対物ユニット固定部１８４が設けてある（図５１では対物ユニット１５６Aの場合で示している）。

なお、XYステージ１８２における図示しないステッピングモータ等の駆動手段は、観察台１８１から延出される電気ケーブル１８６の一端と接続され、この電気ケーブル１８６の他端は観察装置１０３Bに接続される。

そして、観察装置１０３Bに設けたキーボード１２５（図２７参照）等进行操作することにより、制御装置１２４を介してステッピングモータの駆動を制御信号で制御して、XYステージ１８２の（上面の観察対象固定部１８３の）位置をX、Y方向など、２軸の各軸方向にそれぞれ移動自在にして、XY平面上における任意の位置に移動調整できるようにしている。

そして、このXYステージ１８２の上面に取り付けた観察対象固定部１８３によって、リジッドタイプの光走査プローブ１５１の対物ユニット１５６Aを位置決めし、観察対象物１６７としての例えばラット１６７aを長期間観察することができるようにしている。このように長期間の観察する場合、XYステージ１８２を移動することにより、観察部１６８の位置を微調整等することができる。

本実施の形態によれば、簡単な作業で、観察対象物を長期間にわたって、共焦点顕微鏡的に観察することができる。

Having described the preferred embodiments of the invention referring to the accompanying drawings, it should be understood that the present invention is not limited to those precise embodiments and various changes and modifications thereof could be made by one skilled in the art without departing from the spirit or scope of the invention as defined in the appended claims.

CLAIMS

1. 体腔内に挿入される光プローブと、
被検体に光を照射するための光を発生する光源と
光プローブの先端部に設けられた高倍率観察装置と、
前記高倍率観察装置より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化装置と、
画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出装置と、
前記画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出装置と、
画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化装置と、
最適化した画像を表示する画像表示装置と、
デジタルの画像を保存するデジタル画像保存装置と、
を有する光プローブ装置。
2. クレーム1の光プローブ装置であって、前記画像パラメータは、輝度パラメータである。
3. クレーム2の光走査プローブ装置であって、前記輝度パラメータは、最大明るさ、又は最小明るさである。
4. クレーム3の光走査プローブ装置であって、前記画像パラメータ抽出装置により画像パラメータを抽出する前に、ノイズ除去処理を行う。
5. クレーム2の光走査プローブ装置であって、前記輝度パラメータは、全画素の輝度の平均値である。
6. クレーム2の光走査プローブ装置であって、前記輝度パラメータは、全画素の輝度値のヒストグラムである。
7. クレーム2の光走査プローブ装置であって、前記輝度パラメータ抽出装置は、輝度信号をアナログ電子回路で抽出する処理をする。
8. クレーム2の光走査プローブ装置であって、前記輝度パラメータ抽出装置は、デジタル化された画像に対して実行されるコンピュータのアルゴリズムで形成される。
9. クレーム2の光走査プローブ装置であって、前記画像最適化装置は、輝度を変換する輝度変換装置である。
10. クレーム9の光走査プローブ装置であって、前記輝度変換装置は、デジタル化された画像に対して実行されるコンピュータのアルゴリズムで形成される。

- １１．クレーム９の光走査プローブ装置であって、前記輝度変換装置は、輝度信号をアナログ電子回路で変換する。
- １２．クレーム２の光走査プローブ装置であって、前記輝度信号を前記画像デジタル化装置でデジタル化する前にダイナミックレンジ圧縮装置によりダイナミックレンジ圧縮を行う。
- １３．クレーム１２の光走査プローブ装置であって、前記ダイナミックレンジ圧縮は対数変換で形成される。
- １４．クレーム１２の光走査プローブ装置であって、前記ダイナミックレンジ圧縮は、ガンマ変換で形成される。
- １５．クレーム１２の光走査プローブ装置であって、前記画像デジタル化装置でデジタル化後の画像に対して、逆変換を実施し、画像最適化を行う。
- １６．クレーム１２の光走査プローブ装置であって、前記デジタル画像保存装置は、輝度パラメータまたは最適化パラメータの少なくとも一方をデジタル化された画像と共に保存する。
- １７．クレーム１６の光走査プローブ装置であって、前記保存されるデジタル化された画像は、画像最適化される前の画像である。
- １８．クレーム１６の光走査プローブ装置であって、前記保存されるデジタル化された画像は、画像最適化された後の画像である。
- １９．クレーム２の光走査プローブ装置であって、前記最適化パラメータ算出装置は、過去の画像パラメータまたは、輝度パラメータの少なくとも一方を用いて最適化パラメータを算出する。
- ２０．クレーム１の光走査プローブ装置であって、前記画像最適化装置とデジタル画像保存装置は、時系列で連続した画像を処理する。
- ２１．クレーム２０の光走査プローブ装置であって、前記画像最適化装置は、所定レベル以上、エッジを検出した画像を選択し、表示する。
- ２２．クレーム２１の光走査プローブ装置であって、前記画像最適化装置は、輝度パラメータをしきい値処理することで合焦を検出する。
- ２３．クレーム２１の光走査プローブ装置であって、前記画像最適化装置は、画像の高周波成分の積分値をしきい値処理することで輪郭のある画像を検出する。
- ２４．クレーム２３の光走査プローブ装置であって、前記高周波成分の検出方法は、微分

処理である。

25. クレーム23の光走査プローブ装置であって、前記デジタル画像保存装置は、エッジが所定レベル以上検出された画像のみを保存する。

26. クレーム23の光走査プローブ装置であって、前記画像デジタル保存装置は、エッジが所定レベル以上検出された画像の有無の情報を、前記画像と同時に保存する。

27. クレーム20の光走査プローブ装置であって、画像表示装置は、同一の画面に複数の画像を表示する。

28. クレーム27の光走査プローブ装置であって、前記表示される複数の画像は、撮像された時間と、画像パラメータにより決定される。

29. クレーム20の光走査プローブ装置であって、前記画像パラメータ抽出装置は、画像上の特徴量を抽出し、前記画像最適化装置が時間的に連続して得られた複数の画像を画像上の特徴量を元に接続し、画像を生成する。

30. クレーム20の光走査プローブ装置であって、深さ方向に撮像範囲を変える深度変更装置と、前記深度変更装置により観察深度を可変しながら時系列画像を取得する画像取得装置を有する。

31. クレーム30の光走査プローブ装置であって、前記デジタル画像保存装置は、画像と、画像パラメータまたは最適化パラメータの少なくとも一つと、撮像の深度情報を同時に記録する。

32. クレーム30の光走査プローブ装置であって、前記観察深度を可変しながら時系列画像を取得することで、2次元断層像または3次元の画像を生成する。

33. クレーム1の光走査プローブ装置であって、前記高倍率の観察装置は、

光源からの光を集光出射する集光装置と、

前記集光装置によって被検部側に集光された焦点を該集光装置の光軸方向と直交する方向に走査する光走査装置と、

前記被検部からの戻り光を検出する光検出装置と、

を有する。

34. クレーム33の光走査プローブ装置であって、前記光源からの光を前記集光装置に導くための光ファイバを有し、

前記被検部からの戻り光を前記光源からの光路と分離する分離装置を有し、前記分離装置で分離された光を前記光検出装置で検出する場合、

前記光ファイバ端部と前記被検部は前記集光装置に関して、共焦点または近共焦点 (near confocal) の関係を満たす。

35. クレーム34の光走査プローブ装置であって、前記光検出装置は、フォトディテクタである。

36. クレーム34の光走査プローブ装置であって、前記光検出装置は、フォトマルチプライアチューブである。

37. クレーム33の光走査プローブ装置であって、前記光源は、レーザである。

38. クレーム37の光走査プローブ装置であって、前記レーザは、半導体レーザである。

39. クレーム33の光走査プローブ装置であって、前記集光装置は、光を被検部に結像する少なくとも1個以上のレンズを含む。

40. クレーム1の光走査プローブ装置であって、前記光源は、低コヒーレンス光源であり、

前記光源からの光を前記集光装置への観察光と参照光に分離する分離装置と、

前記被検部からの戻り光と前記参照光を結合し干渉させる結合装置を有し、

結合装置からの光を前記光検出装置で検出し、

前記信号処理装置が前記光検出装置より得られた信号から干渉信号を抽出する。

41. クレーム40の光走査プローブ装置であって、前記前記集光装置による集光点の近傍に、前記観察光と前記参照光の光路長が一致する点を設けた。

42. クレーム1の光走査プローブ装置であって、前記画像表示装置により画像の表示および保存方法を決定付ける表示保存パラメータを選択可能に設定する表示保存選択装置と

表示保存パラメータを元に光源と画像表示装置と画像デジタル保存装置のうちのいずれか一つ以上を制御して表示および保存を実行する制御装置と、を有する。

43. クレーム42の光走査プローブ装置であって、前記表示保存パラメータは、

少なくとも特定の画像を表示および／あるいは保存する表示保存モードと、

表示および／あるいは保存する対象となる前記画像表示装置が表示する画像を特定するための選択基準と、

前記画像表示装置で表示される画像と共に、保存される画像以外のデータを特定するための同時保存データと、

前記画像表示装置で表示される画像をいずれのタイミングで保存するかを決定付けるための保存タイミングと、

前記画像表示装置が表示する画像のブレを補正するか否かを決定付けるブレ補正と、の少なくともいずれか一つ以上を含む。

44. クレーム43の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、前記表示保存モードを、

前記特定画像のみを表示および保存する特定画像表示保存モード、

前記特定画像のみを表示し、全ての画像を保存する特定画像表示全画像保存モード、

全ての画像を表示し、前記特定の画像のみを保存する全画像表示特定画像保存モード、

全ての画像を表示および保存する全画像表示保存モード、

のうちのいずれか一つに、選択可能に設定する。

45. クレーム43の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記高倍率観察装置で得られた輝度信号を基準とする輝度基準、

前記高倍率観察装置で得られた画像の範囲のうちの特定領域を基準とする領域基準、

時系列で連続した画像のうちの特定の画像枚数を基準とするフレーム基準、

時系列で連続した画像のうちの特定の時間内の画像を基準とする時間基準、

のうちのいずれか一つに、選択可能に設定する。

46. クレーム45の光走査プローブ装置であって、前記制御装置は、

所定の輝度値以上であれば表示およびあるいは保存し、

所定の輝度値未満であれば表示およびあるいは保存しないように前記画像表示装置と前記デジタル画像保存装置を制御する。

47. クレーム46の光走査プローブ装置であって、前記制御装置は、

前記選択基準が輝度基準に設定された際、所定輝度値以上で、なおかつ被検体の大きさが所定の大きさ以上であれば表示および／あるいは保存し、

それ以外であれば表示および／あるいは保存しないように前記画像表示装置と前記デジタル画像保存装置を制御する。

48. クレーム46の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記選択基準を輝度基準に設定する際、所定の輝度値を任意に設定可能である。

49. クレーム46の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記選択基準を輝度基準に所定する際、所定の輝度値および所定の被検体の大きさを任

意に設定可能である。

50. クレーム45の光走査プローブ装置であって、前記制御装置は、

前記選択基準を領域基準に設定する際、所定の領域のみ表示およびあるいは保存し、
それ以外は表示およびあるいは保存しないように、画像表示装置およびデジタル画像保存装置を制御する。

51. クレーム50の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記選択基準を領域基準に設定する際、
所定の領域を任意に設定可能である。

52. クレーム45の光走査プローブ装置であって、前記制御装置は、

前記選択基準をフレーム基準に設定する際、
所定のフレームのみ表示および／あるいは保存し、
それ以外のフレームを表示および／あるいは保存しないように、前記画像表示装置および前記デジタル画像保存装置を制御する。

53. クレーム52の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記選択基準は時間基準に設定する際、
所定のフレームを任意に設定可能である。

54. クレーム45の光走査プローブ装置であって、前記制御装置は、

前記選択基準を時間基準に設定する際、
所定時間の間表示および／あるいは保存し、
それ以外は表示および／あるいは保存しないように、前記画像表示装置および前記デジタル画像保存装置を制御する。

55. クレーム54の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記選択基準を時間基準に設定する際、
所定の時間を任意に設定可能である。

56. クレーム43の光走査プローブ装置であって、前記表示保存装置は、同時保存データを、

通常内視鏡画像、
スケール、
任意のテキスト、
任意のカーソル、

のうちの少なくとも一つ以上を、選択可能に設定する。

５７．クレーム４３の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、前記保存タイミングを、

前記制御装置から発生する観察開始時およびあるいは停止のタイミング、

静止画像の表示あるいは表示前後のタイミング、

前記制御装置から発生する前記光源の光出力開始時およびあるいは停止時のタイミング

、
前記制御装置から発生するブレ補正実行時およびあるいは解除時のタイミング、

のうちのいずれか一つに選択可能に設定する。

５８．クレーム４３の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、ブレ補正を、

ブレ補正の実行および解除のいずれかに切替可能に設定する。

５９．クレーム４２の光走査プローブ装置であって、前記画像表示装置は、

前記画像表示装置が表示する画像と共に、

通常内視鏡画像と、

前記画像表示装置が表示する画像の大きさを示すスケールと、

任意のテキストと、

任意のカーソルと、

のうちの少なくとも一つ以上を同時に表示可能である。

６０．クレーム４２の光走査プローブ装置であって、前記表示保存選択装置は、

前記表示保存パラメータを設定するための入力デバイスを有する。

６１．クレーム６０の光走査プローブ装置であって、前記入力デバイスは、

手で押下可能なキーボードである。

６２．クレーム６０の光走査プローブ装置であって、前記入力デバイスは、

手で押下およびドラッグ可能なマウスあるいはトラックボールである。

６３．クレーム１の光走査プローブ装置であって、前記画像デジタル化装置はＡ／Ｄ変換器である。

６４．クレーム６３の光走査プローブ装置であって、前記Ａ／Ｄ変換器の諸調は少なくとも８ビット以上である。

６５．クレーム１の光走査プローブ装置であって、前記画像デジタル保存装置は、デジタ

ル信号を保存するメモリである。

66. クレーム65の光走査プローブ装置であって、前記メモリは、大容量記録が可能なシネメモリである。

67. 体腔内に挿入される光プローブと、

被検体に光を照射するための光を発生する光源と

光プローブの先端部に設けられた光源からの光を集光出射する集光装置と、

前記集光装置によって被検部側に集光された焦点を該集光装置の光軸方向と直交する方向に2次元に走査する光走査装置と、

前記被検部からの戻り光を検出する光検出装置と、

前記光検出装置から得られた輝度信号を前記光走査装置の走査量に基づいて2次元的に表示する表示装置と、

を具備し、

前記表示装置は、全走査範囲の少なくとも一部分をマスクして表示することを特徴とする光プローブ装置。

68. クレーム67の光走査プローブ装置であって、前記光走査装置がラスタ状の走査を行い、

前記表示装置が、走査範囲の対角部分をマスクして表示する。

69. クレーム67の光走査プローブ装置であって、前記表示装置は、光軸より一定以上の視野範囲の部分をマスクして表示する。

70. 体腔内に挿入される光プローブと、

被検体に光を照射するための光を発生する光源と

前記光プローブの先端部に設けられた高倍率観察装置と、

前記高倍率観察装置より得られた画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出装置と、

画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出装置と

、

画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化装置と、

最適化された画像を表示する画像表示装置と、

を有する光プローブ装置。

71. クレーム70の光走査プローブ装置であって、さらに前記画像を保存する画像保存

装置を有する。

72. クレーム71の光走査プローブ装置であって、前記画像保存装置は、デジタルの画像を保存する画像保存装置である。

73. 体腔内に挿入されるプローブと、

被検体に光を照射するための光を発生する光源と、

光プローブの先端部に設けられた高倍率観察装置と、

前記高倍率観察装置より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化装置と、

画像を表示する画像表示装置と、

デジタル化された画像を保存するデジタル画像保存装置と、

前記画像表示装置により画像の表示および保存方法を決定付ける表示保存パラメータを選択可能に設定する表示保存選択装置と、

前記表示保存パラメータに基づいて、前記光源、前記画像表示装置及び前記デジタル画像保存装置のうちいずれか一つ以上を制御して表示および保存を実行する制御装置と、

を有する光プローブ装置。

74. クレーム73の光走査プローブ装置であって、前記表示保存パラメータは、

少なくとも特定の画像を表示およびあるいは保存する表示保存モードと、

表示およびあるいは保存する対象となる、画像表示装置が表示する画像を特定するための選択基準と、

前記画像表示装置で表示される画像と共に保存される画像以外のデータを特定するための同時保存データと、

前記画像表示装置で表示される画像をいずれのタイミングで保存するかを決定付けるための保存タイミングと、

前記画像表示装置が表示する画像のブレを補正するか否かを決定付けるブレ補正と、の少なくともいずれか一つ以上を含む。

ABSTRACT

光プローブ装置は、体腔内に挿入される光プローブと、被検体に光を照射するための光を発生する光源と、光プローブの先端部に設けられた高倍率観察装置と、を有する。この光プローブ装置は、さらに高倍率観察装置より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化装置と、画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出装置と、その画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出装置と、画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化装置と、最適化した画像を表示する画像表示装置と、デジタル化された画像を保存するデジタル画像保存装置とを有する。